

**18 JP11-104061**

F35

## Single intensifier

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP11-104061	October 2, 1997	Applic.	Trans-endoscopic Fluorescent Observation Device	Kaneko* Ueno* Takehana* Michiguchi Hirao* Ozawa* Uesugi	Machine, Tomomi

**18.1 DESCRIPTION**

JP11-104061 describes a fluorescence endoscopy system based on the detection of fluorescence images in two wavelength bands by means of a single image intensifier. The advantage of doing this is a significant cost and weight reduction for the camera. The difficulty in utilizing a single image intensifier (as pointed out by Xillix in the August, 1997 meeting) is that the intensities of the two fluorescence images tend to be vastly different. Simultaneously transducing two images of very different intensities with a single sensor usually results in an undesirable loss of dynamic range in one of the images. The novel features of this patent address this limitation of the use of one intensifier.

The application utilizes the Japanese version of the Svanberg patent application (JP06-090134), in which the fluorescence image is split into four parts, all of which are detected on one sensor, as prior art.

There is one claim and eleven additional remarks, which read like claims.

There are six embodiments, which differ mainly in the details of the fluorescence sensor assembly.

1) In the first embodiment the fluorescence light is split using the usual dichroic mirror, filters, and mirror into two beams made up of red and green light. Images from both beams are formed on a single image intensifier [0008] (Figures 1-4). By means of a zoom lens, the size of the green image can be made much larger (and higher resolution) than the red image. Although it is not described, another result of making the images different sizes is that the intensity of the two images can be made the same. Both images are amplified by one image intensifier and detected on one CCD. The images are processed by splitting the CCD image into two fluorescence images and digitally magnifying the red fluorescence image, so that it is the same size as the green fluorescence image (but of lower resolution). The images are displayed in the usual Palcic fashion by producing a combined fluorescence image by displaying the two fluorescence images on different color channels of a monitor. The system also incorporates a white light camera and mode switch. The embodiment can be utilized with manual mode switching and viewing one mode at a time (fluorescence or white light), or it can display both fluorescence and white light simultaneously.

2) The second embodiment is very similar to the first, except that the intensity of the red beam is adjustable by means of either a continuously variable neutral density filter or by rotating a long pass interference filter with the cut-off in the red [0042] (Figures 5-7). This gives additional control over the relative intensity of the red and green images compared to the first embodiment.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

- 3) The third embodiment is an implementation of a fluorescence CCD endoscope using a single image intensifier and single CCD [0048] (Figures 8-9). The image intensifier is utilized to amplify two images of fluorescence light (red and green). The CCD is utilized to detect the two red and green fluorescence images, and a white light image. The incident light varies with time (RGB) to be able to capture all of these images with one CCD. The problem of the relative intensity of the two fluorescence images captured with one CCD is not addressed in this embodiment
- 4) The fourth embodiment is another implementation of a fluorescence CCD endoscope [0055] (Figures 10-11). The difference from the third embodiment is that the fluorescence light is not divided into two wavelength bands – in the fourth embodiment all of the fluorescence light is detected in one channel. A single image intensifier amplifies the fluorescence image and a single CCD detects both the fluorescence image and the white light image. The display method is not described.
- 5) The fifth embodiment replaces the fluorescence detection portion of the first embodiment with a single image intensifier/two CCD detector [0059] (Figure 12). In this new fluorescence detection part, the incident fluorescence light is split into two beams via the usual dichroic mirror, filters, and mirror. The two beams form images of the same size on the front of one image intensifier. The single image intensifier is coupled using two fiberoptic couplers to two independent CCDs. The output of the two CCDs is formed into the usual composite signal and displayed on the monitor. Compared to the first embodiment, the fifth embodiment requires no image processing to separate the two fluorescence images. The problem of the relative intensity of the red and green images is not discussed in this embodiment, but can be addressed in the implementation by utilizing different electronic gains in the CCD electronics.
- 6) The sixth embodiment is another single image intensifier/two CCD replacement for the fluorescence detection portion of the first embodiment [0063] (Figure 13). The main differences from the fifth embodiment are that the CCDs are not coupled to the image intensifier via fiber couplers, but are directly coupled. The mounting of the red channel CCD is such that the CCD can be moved on in one direction so that the fluorescence images on the two CCDs are in the same place and can be superimposed. A second way of adjusting the image position on one of the CCDs is described - by rotating the mirror reflecting the light into the red channel the position of the image on the CCD is changed. The problem of the relative intensity of the red and green images is not discussed in this embodiment, but can be addressed in this implementation, as in the fifth embodiment, by utilizing different electronic gains in the CCD electronics.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



**UNEXAMINED PATENT NO. H11-104061**

**TRANS-ENDOSCOPIC FLUORESCENT OBSERVATION  
DEVICE**

**[SUBJECT]**

To provide a fluorescence observation device through endoscopic system which can reduce cost and improve resolution.

**[SOLUTION]**

Image detecting means for white light and fluorescence are built into the eyepiece part (17) of the endoscope (2). When detecting fluorescence image, the light through lens (41) is entered into the dichroic mirror (42) which reflects a red light selectively. After the light reflected by the dichroic mirror (42) is reflected by the mirror (45), the light passes through the red filter (46) and the image is generated in I.I.7.

For the light passed through the dichroic mirror (42), only green light component that dominantly decides structures is extracted by the green filter (43). For displaying in a large area and improving resolution of the image generated in the same I.I.7, the green light is magnified by the zoom lens (44).

Each red and green fluorescence image is magnified by I.I.7, and both images are received by CCD (8) for fluorescence and photoelectrically converted into an electrical signal.

**[CLAIMS]**

**[CLAIM 1]**

A fluorescence observation device through endoscopic system, which detects at least two different bandwidths among fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and which generates a fluorescence image, having; spectroscopy image dividing means for dividing the said fluorescence image into optical images of at least two wavelength bands which are shorter wavelength and longer wavelength; enlargement optical system which enlarges that the size of the optical image of shorter wavelength

band which is divided by said spectroscopy image dividing means; one image intensifier for intensifying the brightness of each optical image including the image through the enlargement optical system; solid state image detecting element which photoelectrically converts each intensified optical image into electrical signal.

#### [DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]

[0001]

#### [TECHNICAL FIELD]

The present invention relates to an endoscopic fluorescence observation device for observing a fluorescence image through an endoscope.

[0002]

#### [PRIOR ART]

In recent years, a fluorescence observation device through endoscopic system with fluorescence observation function is provided for the endoscope which observes that reflected light from the object which a visible light is irradiated.

[0003]

In order to diagnose abnormal areas such as cancerous tissues easier by observing fluorescence, fluorescence in two wavelength bands are detected and reproduced. In a prior art example, there was a problem that cost can not be reduced as compared with the case of one intensifier because each fluorescence is produced into an image by using two image intensifiers.

There was another problem that the size of camera would become larger and operability was decreased.

[0004]

For example, the device for observing fluorescence by an endoscope is disclosed in the Japanese Patent Publication gazette No. H06-90134.

Configuration of this device is as follows. Laser light is irradiated to an examined object through an endoscope, etc. Fluorescence from the irradiated object is guided through an endoscope and a dichroic mirror. The light reflected by four mirror segments is received by the detector which has four filter segments that transmit the light of four different wavelengths. The output from the detector is processed into an image by computer so that a cancerous tissue can be detected. In addition, it also describes that an image intensifier is arranged before this detector.

[0005]

[PROBLEM ADDRESSED]

In the prior art of the gazette mentioned above, there was a disadvantage that resolution quality was lowered because light was received by one detector that was divided into four filter segments which passes through each of four different wavelengths.

[0006]

With the background described above, the present invention is directed to providing a fluorescence observation device through endoscopic system for reducing cost and improving resolution.

[0007]

[SOLUTION OF THE INVENTION]

A fluorescence observation device designed to be used through an endoscope, which detects at least two different bandwidths among fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and which generates a fluorescence image, having;  
spectroscopy image dividing means for dividing the said fluorescence image into optical images of at least two wavelength bands which are shorter wavelength and longer wavelength; enlargement optical system which enlarges that the size of the optical image of shorter wavelength band which is divided by said

spectroscopy image dividing means; one image intensifier for intensifying the brightness of each optical image including the image through the enlargement optical system; solid state image detecting element which photoelectrically converts each intensified optical image into electrical signal.

By providing these, resolution is improved by enlarging a size of the optical image of the shorter wavelength band which participates to the structure in an enlargement optical system. Also, it is made possible to reduce cost by sharing one image intensifier.

[0008]

[EMBODIMENT]

The embodiment of this invention is described referring to the drawings appended herein.

(First embodiment) Fig. 1 through Fig. 4 relates to the first embodiment of this invention. Fig. 1 is an explanatory drawing to show a general configuration of the first embodiment of a fluorescence observation device intended to be used through an endoscope. Fig. 2 shows the component of a rotation filter. Fig. 3 shows the component of image detecting means for fluorescence observation. Fig. 4 shows two areas that display fluorescence images by fluorescence observation image detecting element.

[0009]

As shown in Fig. 1, a fluorescence observation device (1) with the first embodiment having;  
an optical endoscope (2) (hereafter described as endoscope) which is inserted in a living body; a light source (3) for providing illumination light to the endoscope (2); a image detecting camera (4) which is detachably mounted on the endoscope (2); a white-light camera control unit (CCU) 6 which processes normal observation image detecting signals recorded in CCD (5) for regular observation/white light, which is built in the camera (4), and generates normal observation image; CCU (9) for fluorescence which processes a fluorescence

image detecting signal detected by CCD (8) for fluorescence, which receives a fluorescence image through an image intensifier (I.I.) (7) and reproduces fluorescence image; an image processor (10) which processes the fluorescence image output by CCU (9); a monitor (12) for displaying image signal from CCU (6) for white light and the image processor (10) through a superimpose circuit (11); a controller (13) for controlling operation of image processor (10); a foot switch (14) which controls switching operation between a fluorescence and a normal observation through the controller (13).

[0010]

The endoscope (2) has an elongated insertion part (15), an operating part (16) of that rear end, and an eyepiece part (17) of that rear end, and a light guide cable (18) extended from the operating part (16). A connector (19) is provided on the end part of the light guide cable (18) to be able to detach freely from the light source (3).

[0011]

The light guide (21) with the function of transmitting white light and excitation light is inserted into the insertion part (15), the operating part (16), and the light guide cable (18). White light or excitation light is supplied to the light source (3) by attaching the connector (19).

[0012]

In the light source (3), a metal halide lamp (23) is provided as a source for both illumination light and excitation light to perform observations. The light from the lamp (23) is transmitted through a rotation filter (25) rotated by a motor (24) and supplied to the light entrance of light guide (21) via a condenser lens (26).

[0013]

As shown in Fig. 2, the rotation filter (25) is a disc with two fan-shaped apertures. A transparent glass (27) and a blue filter (28) which transmits blue wavelength

light are attached to each aperture. When the transparent glass (27) is located on the optical path, white light is supplied to the light guide (21) for illumination light. And, when the blue filter (28) is located on the optical path, excitation light is supplied to the light guide (21) to observe fluorescence.

[0014]

The light transmitted by the light guide (21) is transmitted and enlarged by an illumination lens (31) and passes through the surface of an illumination window mounted on the end part (29) of the insertion part (15). Then the light is irradiated to an object, for instance, a surface of organ in body cavity.

[0015]

The observation port is provided next to the illumination window and an objective lens (32) is attached to this observation port. Fluorescence emitted from the object irradiated by reflection light or excitation light is projected to the image formation position by the objective lens (32).

[0016]

The end surface of an image guide (33) is arranged at the image formation position. The image is transmitted to the rear end surface of the image guide (33) through the inside of the insertion part (15), etc. For a normal observation image, the enlarged image can be observed by naked eyes through an eyepiece lens (34) which is attached to the eyepiece (17) of the opposite side of the rear-end surface of the image guide (33).

[0017]

When the image detecting camera (4) is attached to the eyepiece part (16), a movable mirror (36) is arranged to reflect light from the eyepiece lens (34) in this image detecting camera (4). An image formation lens (37) is arranged on the optical path of the light reflected by the movable mirror (36). The image is

formed in CCD (5) for white light via a reflection prism (38) which is arranged against the image formation lens (37).

[0018]

After the signal is photoelectrically converted by CCD (5), it is input into white light use CCU (6) and converted into a video signal. The normal observation image detected by the white light illumination is displayed on the monitor (12) via the superimpose circuit (11).

[0019]

The movable mirror (36) is operated by a driver (39) and this driver is controlled by the control device (13). In other words, for a normal observation, the movable mirror (36) is arranged on the optical path as shown in a dotted line. For fluorescence observation, the control device (13) sends a control signal to the driver (39) and the movable mirror (36) is arranged by the driver (39) in a condition to retract from the optical path as shown in a solid line. The light through the lens (34) is guided to the image detecting means (40) side for fluorescence. The fluorescence image detecting means (40) is shown in a large scale on Fig. 3.

[0020]

An image formation lens (41) is set up to oppose the lens (34). A dichroic mirror (42) is arranged in 45-degree inclination position on the optical path to oppose the image formation lens (41). The dichroic mirror (42) selectively reflects a red wavelength light and passes through other wavelength lights.

[0021]

The light passed through the dichroic mirror (42) is entered into I.I. (7) through the green filter (43), which only passes through a green wavelength light, and through magnifying zoom lenses (44). The image is formed in CCD (8) for fluorescence after the light is amplified. The light reflected by the dichroic mirror

(42) is reflected by the mirror (45) and entered into the I.I. (7) after passing through a red filter (46) which only transmits a red wavelength light. Then the image is formed in CCD (8) for fluorescence after the light is amplified.

[0022]

In this embodiment, the image detecting means (40) for fluorescence is structured to obtain a fluorescence image from two different wavelength ranges: a range of a shorter wavelengths and a range of a longer wavelengths. More specifically, it is designed to divide and obtain a fluorescence image in a green wavelength range and a red wavelength range. As shown in Fig.3, an enlargement optical system for amplifying the image on the optical path, the zoom lenses (44), are located on the optical path for obtaining a green fluorescence image. The green fluorescence image is detected in a relatively larger second area (48) than the first area (47) for detecting a red fluorescence image of the shared I.I. (7).

[0023]

On the light receiving surface of I.I. (7), as shown in Fig. 4, the light of green wavelength magnified by the zoom lenses (44) is projected onto the area (48) and the light of red wavelength is projected onto the area (47) which is relatively smaller than the area (48) to share fluorescence observation. After each light is amplified, the images are projected onto the similar areas (as the area (47) and (48)) of CCD (8) for fluorescence arranged against the rear side of I.I. (7). The arrow in Fig. 3 also indicates the area (47) and the area (48) as an example.

[0024]

Thus in this embodiment, energy is high. The characteristic of this embodiment is that a fluorescence image with high resolution can be obtained by; making energy smaller in the image detecting area of shorter wavelength which participates in the structure of the fluorescence image (or which decides the structure dominantly), larger than the image detecting area for longer wavelength



which participates in a color tone (or which dominantly indicates a color tone of cancerous tissue different from normal tissue).

[0025]

Also, in this embodiment, when a condition is selected to perform periodically detecting a normal image and a fluorescence image by the foot switch (14), a displaying image on the monitor (12) can be chosen. It can be set up for either detecting a normal image and observing that image (display condition) or detecting a fluorescence image and observing that image.

[0026]

For example, by turning on the mutual image-detecting mode selection switch on the foot switch (14) when the condition of performing periodically a normal image and a fluorescence image is selected, a normal image display or a fluorescence image display can be chosen by the display selecting switch on the foot switch (14). For example, it can be selected for either detecting a normal image and observing the normal image (display condition) or detecting a fluorescence image and observing the fluorescence image by the image detecting mode selection switch.

[0027]

Next, an effect of this embodiment will be explained. When choosing a white-light image detecting mode by the image detecting mode selection switch on the foot switch (14), the selection or indication signal is input into control device (13). The control device (13) arranges the movable mirror (36) like a condition shown in a dotted line through the driver (39) and also arranges the transparent glass (27) on the rotation filter (25) to be on the optical path by controlling the motor (24).

[0028]

White light from the metal halide lamp (23) of the light source (3) is projected onto the light guide (21) through the transparent glass (27). The light transmitted by the light guide (21), irradiated to a target site, such as an intra-corporeal diseased area to be viewed, via the illumination lens (31) on the end surface attached to the end (29) of an endoscope (2).

[0029]

An image of the irradiated part is projected to the front end surface of the image guide (33) by the objective lens (32) and transmitted to the rear end surface of the eyepiece part (17). After being reflected by the movable mirror (36) and so on, in the image detecting camera (4), the image is reproduced by CCD (5) for white light.

After the image is converted photoelectrically into an electrical signal by CCD (5) and input to CCU (6) for white light and converted into a video signal, it is input into the monitor (12) through the superimpose circuit (11). The normal endoscope image detected under white light is displayed on the screen of monitor.

[0030]

The parts for observation such as a diseased part, are observed under the illumination of visible light, if it is desirable a fluorescence image detecting mode is chosen by selecting the image detecting mode selection switch on the foot switch (14) so that the selection or indication signal is input to the control device (13). The control device sets the movable mirror (36) to the condition shown in a solid line through the driver (39) and also sets the blue filter (28) on the rotation filter (25) to be on the optical path by controlling the motor (24).

[0031]

In this condition, only a blue wavelength component of white light of the metal halide lamp (23) of the light source (3) is passed through the blue filter (28) and

entered into the light guide (21). The light from the light guide (21) is irradiated to a target site such as an intra-corporeal diseased area to be viewed after it is transmitted through the illumination lens (31) via the front end surface attached to the end part (29) of the endoscope (2).

[0032]

And excitation light is irradiated to the illuminated part. Fluorescence emitted by this excitation light is projected to the front surface of the image guide (33) by the objective lens (32) and the image is transmitted to the rear end surface of eyepiece part (17). Furthermore it goes through the image formation lens (41) of the image detecting camera (4). And the red fluorescence component of the light is reflected by the dichroic mirror (42) and transmitted to the light-receiving surface of I.I. (7) through the red filter (46). After the light is amplified, the CCD (8) for fluorescence generates an image. The fluorescence green component of the light passes through the dichroic mirror (42) and the green filter (43) and is then magnified by the zoom lenses (44) and transmitted to the light-receiving surface of I.I. (7). After the light is amplified, CCD (8) for fluorescence generates an image.

[0033]

After the signal is photoelectrically converted by CCD (8), it is input into the CCU (9) for fluorescence and then converted into a video signal. The video signal is output to the image processor (10). The image is separated into the first area (47) and the second area (48) as shown in Fig. 4. After each image is temporarily stored into separate memories, a fluorescence image is produced by magnifying the image of the first area (47) to become the same size as the image of the second area (48).

[0034]

In this case, the green fluorescence image, which is dominantly contains structural information about the tissue, is magnified by the zoom lenses (44) and

is formed on the light-receiving surface of I.I. (7). After optical amplification is performed, the CCD (8) for fluorescence photoelectrically converts it into an electrical signal. The green fluorescence image magnified to a larger size than the red fluorescence image which is simply participates in color information. The image is formed on the light-receiving surface of I.I. (7). By doing this, a high resolution is maintained. (For example, when an image is detected by the same size area, color information can indicate whether it is a malignant area or a benign area; however, outlines like the boundary of malignant and benign area become unclear.)

[0035]

Therefore, when fluorescence images from two different wavelength bands are superimposed on the screen of monitor, the structure or the outline of the tissue is shown clearly on the superimposed fluorescence image. Also the color information of a benign area and a malignant area such as a cancerous tissue is shown by the clearly-displayed tissue. Information such as a size or a shape of the malignant area can be obtained and it also makes easier to examine the malignant area by biopsy. The fluorescence image with high resolution which makes easy to diagnose can be obtained.

[0036]

It makes it possible to reduce the cost because the image detecting camera (4), which can detect fluorescence images from two wavelength bands using one I.I. (7) and mounted on the eyepiece part (17) of the endoscope (2). Also small and light system can be created so that operability will be improved by avoiding the operation of big and heavy system.

[0037]

When the mutual image detecting mode is selected, the control device (13) rotates the motor (24) at a regular speed. It sets the movable mirror (36) shown

as a dotted line through the driver (39) and the movable mirror (36) as a solid line through the driver (39) in the condition of the blue filter (28) on the optical path.

[0038]

After the image signal recorded by CCD for white light (5) is processed by CCU for white light (6) and the image signal recorded by CCD for fluorescence (8) is processed by CCU for fluorescence (9). Each image processed by the image processor (10) is output to the superimposition circuit (11).

[0039]

The operator can display either a white light image or a fluorescence image and also simultaneously display a white light image and a fluorescence image by selecting the foot switch. The fluorescence image in this case can be displayed in a condition with high resolution.

[0040]

According to this embodiment, when a fluorescence image is displayed on the monitor (12), the structure or the outline of a tissue is displayed clearly and also the color information of a benign area and a malignant area such as a cancerous tissue is shown by clearly displayed tissue. Information such as the size or the shape of a malignant area can be obtained and it also makes easier to examine the malignant area by biopsy. A fluorescence image with high resolution can be obtained which makes it easy to diagnose can be obtained.

[0041]

The cost can be reduced because the image detecting camera (4) attached to the eyepiece part (17) of the endoscope (2), can obtain a fluorescence image from two wavelength bands utilizing one I.I. (7). Favorable operability can be secured by making a light-weight and small-sized device to avoid operating a large and heavy device which is hard to operate.

[0042]

(The second embodiment)

Fig. 5 shows the image detecting means for fluorescence (51) in the second embodiment of this invention. The image detecting means for fluorescence (51) in Fig. 5 arranges the neutral density filter (52) (abbreviated to ND filter) which is on the optical path of detecting a red color, is disc shaped, continuously changes a ratio of transmittance of light in peripheral direction. By making the ND filter (51) rotatable by a motor (53), it is possible to set the condition of optical-path part of a red light to any arbitrary transmittance ratio.

[0043]

Other components are the same as that of the first embodiment.

According to this second embodiment, an appropriate intensity of each fluorescence image can easily be adjusted because two images are captured by shared I.I (7) as shown in Fig. 4.

[0044]

In prior art, fluorescence images of each wavelength band had been obtained by two I.I.s, intensity of both fluorescence images were adjusted appropriately by adjusting the gain of I.I. and displayed by performing such as superimposition. However, when optical amplification is performed by the shared I.I (7) like this example, the image processor only can perform adjustment of weighing. In this embodiment, by arranging the ND filter (52) on the optical path, intensity of both fluorescence images can be adjusted appropriately and displayed by performing such as superimposition.

[0045]

Fig. 6 shows the image detecting means for fluorescence (55) in the modification of the second embodiment.

In this modification, the red filter (46) is composed of an interference filter and this interference filter is rotated from the perpendicular position to the optical path to a suitable angle  $\theta$  by the stepping motor (56).

[0046]

When this surface of interference filter is located in the perpendicular position to the optical path, it shows the transmission characteristics illustrated as a solid line of Fig. 7. When it is angled like  $\theta$ , the transmission characteristics are shown as a dotted line.

[0047]

Therefore, the red light transmission can be adjusted by changing the angle of the interference filter. The effect of this modification is the same as that of the second embodiment.

The ND filter (52), etc can be arranged on the optical path obtaining a green fluorescence image instead of the optical path of a red fluorescence image. Moreover, they may be arranged on both optical paths.

[0048]

(The third embodiment)

Next, the third embodiment of this invention will be explained by referring to Fig. 8 and 9. In the first embodiment, the image detecting means for white light for a white light observation image and the image detecting means for fluorescence for a fluorescence observation image were set up separately for exclusive use. However, in this embodiment, the front-end part of the insertion part of an endoscope is made in a smaller diameter by the image detecting means which uses the same image detecting element. Fig. 8 shows the components of the image detecting means provided on the tip part of an endoscope. Fig. 9 shows both images detected by CCD as a shared image detecting element.

[0049]

The endoscope (61) shown in Fig. 8 is an electronic endoscope which has a built in the image detecting means at the end part (63) of the insertion part (62). The light guide (64) is inserted into the insertion part (62) and is connected to the light source, which is not illustrated, for supplying an illumination light and an excitation light.

In the light source (3) in a example of Fig. 1, the rotation filter (25) is provided with the red (R), the green (G), and the blue (B) filter to supply an illumination light for a normal observation in sequence of R, G, B, and also the B filter to transmit an excitation light for a fluorescence observation. In addition, the B filter to transmit excitation light may be shared with the B filter for a normal observation.

[0050]

The light of R, G, and B sequence or the blue excitation light is transmitted by the light guide (64) and is irradiated to the examined object side through the illumination lens (65) of front part (63). An objective lens (66) for normal observation/white light observation and an objective lens (67) are placed next to the illumination lens (65). The light entering into the objective lens (66) is transmitted through the relay lens (68) and the image is captured by CCD (70) facing the aperture part of the mask (69).

[0051]

The light entering into the objective lens (67) is split into two branches by the prism (72) which has the dichroic mirror (71). The light passing through the dichroic mirror (71) is transmitted by the green filter (73) for only green wavelength light. After optical amplification is performed by I.I. (74), the image is captured by CCD (70) facing the aperture area of the mask (69) via the lens (77).



[0052]

The light reflected by the dichroic mirror (71) is transmitted to the red filter (76) and only a red wavelength light is transmitted by the red filter (76). After optical amplification is performed by I.I. (74), the image is captured by CCD (70) facing the aperture area of the mask (69).

There is one shared I.I. (74) in this embodiment; however, one I.I. can be arranged between the green filter (73) and the lens (75); and another I.I. can be arranged between the red filter (76) and the lens (77).

[0053]

In this embodiment, a green fluorescence image (79G) and a red fluorescence image (79R) and a white light image (79W) are detected by CCD (70) as shown in Fig. 9.

In fact, the white light image (79W) is composed of elements of R, G, and B detected under R, G, and B illumination light.

[0054]

After the output of CCD (70) is input into a CCU, which is not illustrated, and a signal is processed into a video signal, each image is displayed on the monitor. In this embodiment, it is possible to make the end part (63) in a smaller diameter because the image detecting means at the front end part (63) uses the same image detecting element for detecting a white and a fluorescence image.

[0055]

(The fourth embodiment)

Next, the fourth of this invention will be explained with reference to Fig. 10. and 11. In this embodiment, the front-end part (of the insertion part of an endoscope) is made in a smaller diameter by utilizing an image detecting means which shares image detecting element in the same way as the third embodiment. Fig. 10 shows the components of image detecting means provided on the front end of

an endoscope. Fig. 11 shows two images detected by CCD as a shared image detecting element.

[0056]

The image detecting part of the fluorescence side for the endoscope (81) shown in Fig. 10 is composed differently from that of endoscope (61) shown in Fig. 8. In other words, the excitation light cut filter (82), I.I. (83) and the lens (84) are placed on the optical path between an objective lens (67) and a mask (69).

[0057]

As shown in Fig. 11, it is made to detect a white light image (79W) and a fluorescence image (79K) in CCD (70) in this embodiment. In the third embodiment, it was made to capture an image by separating the fluorescence image of two lights in two wavelength bands. In this embodiment, however, it is composed to capture an image without separating the fluorescence image of two lights in two wavelength bands.

[0058]

Other components are the same as that of Fig. 8, the same symbol is used for the same component and explanation is omitted.

According to this embodiment, it can omit the optical system which separates a fluorescence image in perpendicular direction to the optical axis of an objective lens (67) because it is made to detect the fluorescence image of two light in two wavelength bands without separating. Therefore, the front end part (63) can be made in a smaller diameter.

[0059]

(The fifth embodiment)

Next, the fifth embodiment of this invention will be explained with reference to Fig. 12.

In this embodiment, the image detecting means for fluorescence (40) in Fig. 3 is modified to an image detecting means for fluorescence (90) in Fig. 12.

The light through the lens (41) is branched in two directions by the dichroic mirror (91) in the prism (92). Further, the green filter (93) transmits only green wavelength light from the light passed through the dichroic mirror (91). After the light is amplified by I.I. (94), the image is captured in monochrome CCD (8A) through the fiber (95A).

[0060]

The red wavelength light from the light reflected by the dichroic mirror (91) is transmitted through the red filter (96). After the light is amplified by I.I. (94), an image is captured in monochrome CCD (8B) through the fiber (95B).

[0061]

In this embodiment, the image detecting means for fluorescence (90) is made into one I.I. (94) and two fluorescence images of two wavelength bands is divided into two and each image through fibers (95A) and (95B) is light-guided into respective CCD (8A) and (8B). Each image signal converted photoelectrically by CCD (8A) and CCD (8B) is input into respective CCU (9A) and (9B). After they are converted into each video signal by CCU (9A) and (9B), the superimposition circuit superimposes two fluorescence images and one fluorescence image is displayed on the monitor.

[0062]

According to this embodiment, the cost, size, and weight of image detecting camera can be reduced because optical amplification is performed by one shared I.I. (94). Also, it can be made unnecessary to separate two fluorescence images of two wavelengths by image processor since two fiber (95A) and (95B) light-guide them to respective CCD (8A) and CCD (8B).

[0063]

(The sixth embodiment)

Next, the sixth embodiment of this invention will be explained with reference to Fig. 13.

In this embodiment, the image detecting means for fluorescence (40) in Fig. 3 is modified to the image detecting means for fluorescence (98) in Fig. 13. The mirror (45) is made rotatable and two CCD (8A) and CCD (8B) receive the fluorescence image amplified by I.I. (7).

[0064]

One CCD (8B) shown in Fig. 13 is made movable in the perpendicular direction to the optical axis and the direction of the optical axis. Having position adjustment means for changing the position connecting a fluorescence image to CCD (8B), the outputs from CCD (8A) and CCD (8B) can be accurately superimposed. Therefore, the diagnostic ability can be improved using the accurate superimposition image.

[0065]

In addition, for example, in the first embodiment, the zoom lenses 44 are used as an enlargement optical system; however, it is not limited to use the zoom lenses (44) but the optical system that expands only a fixed scale factor can be used. Also, it is not limited to arrange an enlargement optical system on the optical path between the green filter (43) and I.I. (7) but it can be arranged between the dichroic mirror (42) and the green filter (43).

[0066]

In the first embodiment, the spectroscopy image dividing means for dividing a fluorescence image into optical images of two wavelength bands is adopted but in addition the spectroscopy image dividing means which divides a fluorescence image into more than two wavelength bands can be used.

Any embodiments consisting of some part of each embodiment as mentioned above belong to this invention.

[0067]

[Additional Remarks]

1. A fluorescence observation device through endoscopic system, which detects at least two different bandwidths among fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and captures a fluorescence image, having;  
spectroscopy image dividing means for dividing the said fluorescence image into optical images of at least two wavelength bands which are shorter wavelength and longer wavelength; enlargement optical system which enlarges that the size of the optical image of shorter wavelength band which is divided by said spectroscopy image dividing means; one image intensifier for intensifying the brightness of each optical image including the image through the enlargement optical system; solid image detecting element which photoelectrically converts each intensified optical image into electrical signal.

[0068]

2. In the above-mentioned additional remark 1, the wavelength band of shorter-wavelength is a green area and the wavelength band of the longer wavelength is a red area.
3. In the above-mentioned additional remark 2, the image of a green area is projected larger than that of a red area on the image intensifier.
4. In additional remark 1, said fluorescence observation device through endoscopic system is an external attachment camera for fluorescence observation which is detachable to the eyepiece part of an endoscope.

[0069]

5. A fluorescence observation device through endoscopic system, which detects at least two different bandwidths among fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and which generates a fluorescence image, having;

spectroscopy image dividing means for dividing the said fluorescence image into optical images of at least two wavelength bands which are shorter wavelength and longer wavelength;

one image intensifier for intensifying the brightness of each optical image divided by said spectroscopy image dividing means; solid image detecting element which photoelectrically converts each intensified optical image into electrical signal; brightness variation means which is arranged between said spectroscopy image dividing means and said image intensifier to change at least one brightness among the divided optical images.

[0070]

6. In additional remark 5, said brightness variation means is a variable ND filter.

7. In additional remark 5, said brightness variation means is the interference filter which can change an angle in relation to the optical axis.

[0071]

8. In additional remark 5, it has the enlargement optical system to expand the size of the optical image of the wavelength band of shorter wavelength in the optical image divided by said spectroscopy image dividing means.

9. In additional remark 5, said fluorescence observation device through endoscopic system is an external attachment camera for fluorescence observation which is detachable to the eyepiece part of an endoscope.

[0072]

10. A fluorescence observation device through endoscopic system, which detects fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and generates a fluorescence image and which captures an image of reflected light from the living tissue by white light irradiation and displays and diagnosis said fluorescence image and said white image, having;

one solid state image detecting element for detecting both said fluorescence image and white light image; the objective optical system for dividing said fluorescence image and said white light image and capturing both images in said solid image detecting element; at least one image intensifier which is arranged on the optical path of said solid image detecting element for intensifying the brightness of said fluorescence image and the fluorescence image divided by the objective optical system.

11. In additional remark 10, said fluorescence image is divided by images of two wavelength bands and amplified by said image intensifier.

[0073]

[Effect of the invention]

According to this invention as explained above, the fluorescence observation device through endoscopic system, which detects at least two different bandwidths among fluorescence emitted from the irradiated living tissue by excitation light through an endoscope and captures a fluorescence image, having;

spectroscopy image dividing means for dividing the said fluorescence image into optical images of at least two wavelength bands which are shorter wavelength and longer wavelength; enlargement optical system which enlarges that the size of the optical image of shorter wavelength band which is divided by said spectroscopy image dividing means; one image intensifier for intensifying the brightness of each optical image including the image through the enlargement optical system; solid image detecting element which photoelectrically converts each intensified optical image into electrical signal.

Therefore, the resolution is improved by expanding the size of the optical image of the wavelength band of the shorter wavelength which participates in the structure with an enlargement optical system. Also, it can be made possible to reduce a cost by using one shared image intensifier.

## [BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

### [FIGURE 1]

The diagram showing the entire component of the fluorescent observation device through an endoscopic system of the first embodiment of this invention.

### [FIGURE 2]

The front elevation showing the component of a rotating filter.

### [FIGURE 3]

The diagram showing the component of fluorescent image detecting means for an observation.

### [FIGURE 4]

The diagram showing the area of the fluorescent image of the two image-formed by the fluorescent image detecting element for an observation.

### [FIGURE 5]

The diagram showing the component of image detecting means for fluorescence in the 2nd embodiment of this invention.

### [FIGURE 6]

The diagram showing the component of image detecting means for fluorescence in the modification of a 2nd embodiment.

### [FIGURE 7]

The diagram showing the permeation characteristic at the time of leaning the interference filter.

### [FIGURE 8]

The diagram showing the component of the end of an endoscope in the third embodiment of this invention.

### [FIGURE 9]

The diagram showing the fluorescent image image-formed by CCD.



[FIGURE 10]

The diagram showing the component of the end of an endoscope in the 4th embodiment of this invention.

[FIGURE 11]

The diagram showing the fluorescent image image-formed by CCD.

[FIGURE 12]

The diagram showing the component of image detecting means for fluorescence in the 5th embodiment of this invention.

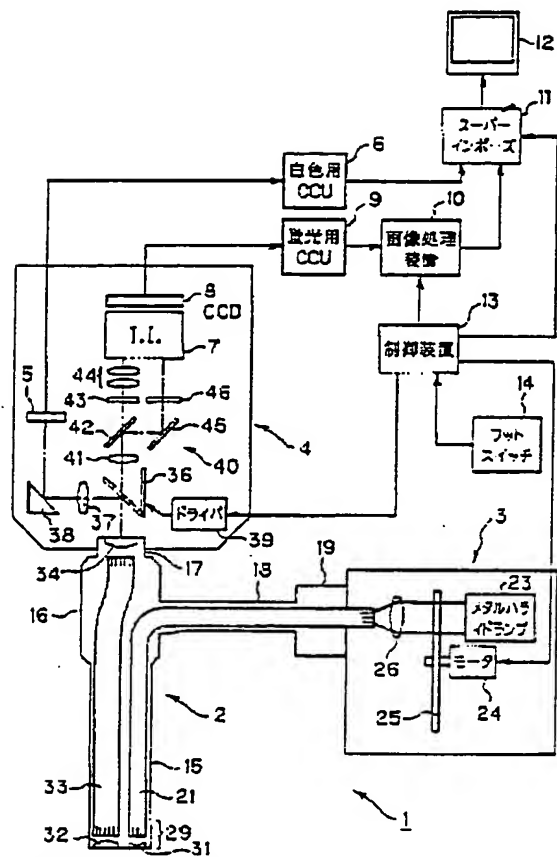
[FIGURE 13]

The diagram showing the component of image detecting means for fluorescence in the 6th embodiment of this invention.

[EXPLANATION OF DRAWINGS]

- 1... fluorescent observation device through an endoscopic system
- 2... endoscope
- 3... light source
- 4... image detecting camera
- 5... CCD for white
- 6... CCU for white
- 7... I.I. (image intensifier)
- 8... Fluorescent use CCD
- 9... Fluorescent use CCU
- 10... image processor
- 11... superimposition circuit
- 12... monitor
- 13... control device
- 14... foot switch
- 15... insertion part
- 21... light guide
- 23... metal halide lamp
- 24... motor
- 25... rotating filter
- 27... transparent glass
- 28... blue filter
- 32... objective lens
- 33... image guide
- 36... movable mirror
- 40... Image detecting means for fluorescence

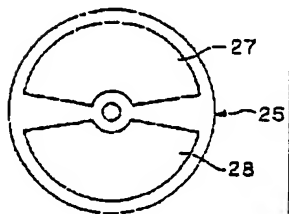
- 42... dichroic mirror
- 43... green filter
- 44... zoom lens
- 45... mirror
- 46... red filter
- 47... first area
- 48... second area



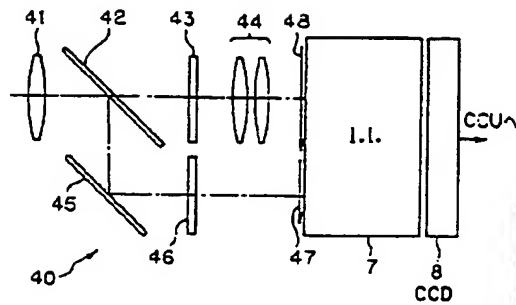
[refer to EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 2】

[FIGURE 2]

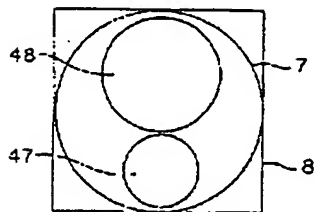


[FIGURE 3]



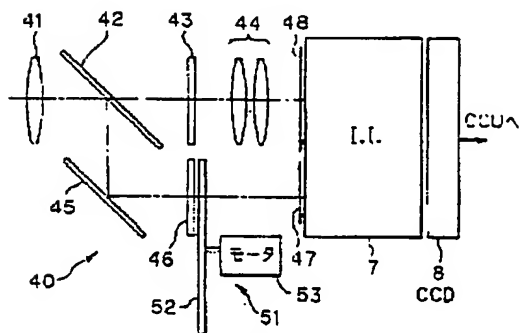
【図 4】

[FIGURE 4]



【図 5】

[FIGURE 5]

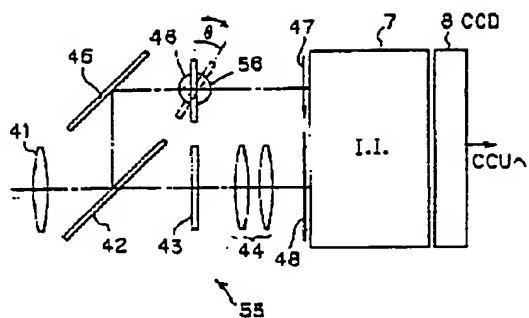


[translation of Japanese text in Figure 5]

53 motor

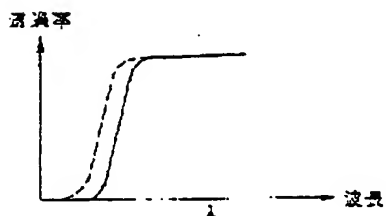
【図 6】

[FIGURE 6]



【図 7】

[FIGURE 7]

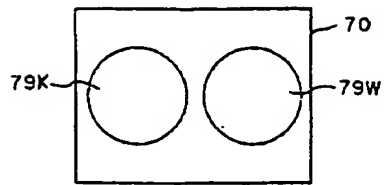


[translation of Japanese text in Figure 7]

vertical axis: transmittance

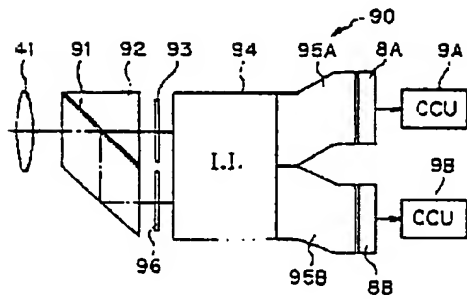
horizontal axis: wavelength ( lambda )

[FIGURE 11]



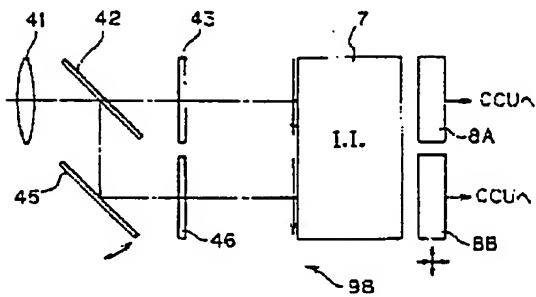
【図 12】

[FIGURE 12]



【図 13】

[FIGURE 13]



**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**

(19) 【発行国】 日本国特許庁 ( J P )	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12) 【公報種別】 公開特許公報 (A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11) 【公開番号】 特開平 1 1 - 1 0 4 0 6 1	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 11-104061
(43) 【公開日】 平成 1 1 年 ( 1 9 9 9 ) 4 月 2 0 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] April 20th, Heisei 11 (1999)
(54) 【発明の名称】 経内視鏡的蛍光観察装置	(54)[TITLE] Perendoscopic      fluorescent      observation apparatus
(51) 【国際特許分類第 6 版】 A61B   1/00      300	(51)[IPC] A61B   1/00      300
【 F I 】 A61B   1/00      300 F	[FI] A61B   1/00      300 F
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】      1	[NUMBER OF CLAIMS]      1
【出願形態】      O L	[Application form]      O L
【全頁数】      1 0	[NUMBER OF PAGES]      10
(21) 【出願番号】	(21)[APPLICATION NUMBER]

JP11-104061-A



特願平 9 - 2 7 0 0 4 7

Unexamined Japanese patent 9-270047

(22) 【出願日】

(22)[DATE OF FILING]

平成 9 年 ( 1 9 9 7 ) 1 0 月 2  
日

October 2nd, Heisei 9 (1997)

(71) 【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

0 0 0 0 0 0 3 7 6

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3



番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 道口 信行

Michiguchi, Nobuyuki

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

Hirao, Isami

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 小澤 剛志

Ozawa, Tsuyoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上杉 武文

Uesugi, Takefumi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

Ito, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

低コスト化でき、且つ分解能を  
向上できる経内視鏡的蛍光観察  
装置を提供する。

Cost reduction is possible, and the  
perendoscopic fluorescent observation  
apparatus which can improve resolution is  
offered.

【解決手段】

[SOLUTION]

内視鏡 2 の接眼部 1 7 には白色

Image-pick-up means for fluorescence 44 is

用撮像手段と共に、蛍光用撮像手段 4 4 が内蔵され、蛍光撮像時にはレンズ 4 1 を経た光はダイクロイックミラー 4 2 に入射され、赤の光が選択的に反射され、さらにミラー 4 5 で反射された後、赤フィルタ 4 6 を透過して I. I. 7 に結像され、またダイクロイックミラー 4 2 を透過した光は緑フィルタ 4 3 で構造の決定に支配的な緑の光成分のみが抽出され、さらにズームレンズ 4 4 で拡大されて分解能が向上するように大きな領域を占めるように共通の前記 I. I. 7 に結像される。I. I. 7 により、赤と緑の蛍光像はそれぞれ増倍されて共通の蛍光用 CCD 8 で受光され、光電変換される。

built into eye-piece part 17 of an endoscope 2 with image-pick-up means for white.

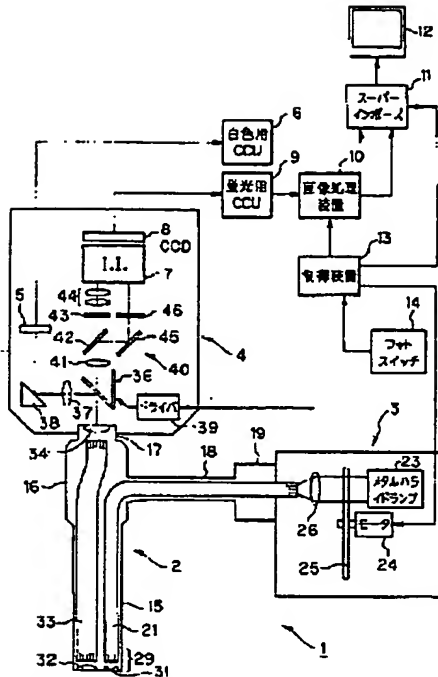
At the time of a fluorescent image pick-up, incidence of the light which went through lens 41 is performed to a dichroic mirror 42, and red light is reflected selectively.

Furthermore after reflecting by mirror 45, the red filter 46 is transmitted and image-forms on I.I.7.

Moreover as for the light which transmitted the dichroic mirror 42, the extract only of the optical green component dominant in the fixation of the structure is performed with the green filter 43.

Furthermore the shared above-mentioned I.I.7 image-forms so that it may be expanded with zoom lens 44, the resolution may improve and a large area may be occupied.

The fluorescent image of red and green is respectively multiplied by I.I.7, and light is received on the shared fluorescent use CCD8, and photoelectric conversion is performed.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]

Refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

経内視鏡的に励起光を照射し、  
生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、  
前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、  
前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを

[CLAIM 1]

Excitation light is irradiated perendoscopically.  
The perendoscopic fluorescent observation apparatus which has the following.  
In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which detects and image-ises at least the fluorescence generated from the organism tissue in two wavelength bands, spectroscopy image divide means for dividing the above-mentioned fluorescent image in the optical image of the wavelength band of the two of short-wave length and long wavelength at least, the enlargement optical system by which

拡大する拡大光学系と、  
前記拡大光学系を経た像を含め  
各光学像の明るさを倍増するた  
めの1つのイメージインテンシ  
ファイアと、  
前記増倍された各光学像を光電  
変換する固体撮像素子と、  
を有する経内視鏡的蛍光観察装  
置。

the size of the optical image of the wavelength  
band of short-wave length in the optical image  
divided by the above-mentioned spectroscopy  
image divide means is expanded, one image  
intensifier for redoubling the brightness of each  
optical image including the image which went  
through the above-mentioned enlargement  
optical system, the solid-state image-pick-up  
element which performs the photoelectric  
conversion of each multiplied above-mentioned  
optical image.

**【発明の詳細な説明】****[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】****[TECHNICAL FIELD]**

本発明は、経内視鏡的に蛍光観  
察を行う経内視鏡的蛍光観察装  
置に関する。

This invention relates to the perendoscopic  
fluorescent observation apparatus which  
performs fluorescent observation  
perendoscopically.

**【0002】****[0002]****【従来の技術】****[PRIOR ART]**

近年、可視光を被検体に照射し、  
その反射光を観察する内視鏡に  
おいても、蛍光観察する機能を  
備えた経内視鏡的蛍光観察装置  
が開示されている。

In recent years, visible light is irradiated to an  
examined object. Also in the endoscope  
which observes that reflected light, the  
perendoscopic fluorescent observation  
apparatus provided with fluorescent function for  
observation is disclosed.

**【0003】****[0003]**

蛍光観察により癌組織等の異常部位を識別し易くするために、蛍光を2つの波長帯域で検出して画像化することが行われる。従来例ではこのために、各々の蛍光を2つのイメージインテンシファイアで画像化しているの  
で、1つにした場合に比べて低コスト化できない問題があった。また、カメラが大型化して、操作性も低下する。

**【0004】**

一方、例えば、特公平6-90134号公報では、内視鏡に適用して蛍光観察できる装置を開示している。この装置ではレーザー光を内視鏡等を介して被検体に照射し、かつ被検体側からの蛍光を内視鏡及びダイクロイックミラーを介して導光し、さらに4つのミラーセグメントで反射して、4つの各波長の光を透過する4つのフィルタセグメントを設けた1つの検知装置で受光し、この検知装置の出力をコンピュータで画像処理して癌組織を検出する構成にしている。なお、この検知装置の前に、イメージインテンシファイアが設けられることも記載している。

In order to perform fluorescent observation for the identification of abnormal parts, such as cancer tissue, detecting and image-ising the fluorescence in two wavelength bands is performed.

In a prior art example, because each fluorescence was made into an image by two image intensifiers for this reason, there was a problem that cost reduction is not possible compared with the case where it has one.

Moreover, the camera enlarges, and operativity also reduces.

**[0004]**

On the other hand, in the Japanese-Patent-Publication-gazette No. 6-90134, it applies to an endoscope and the fluorescent apparatus which can be observed is disclosed, for example.

In this apparatus, laser light is irradiated to an examined object via an endoscope etc.

And the light-guide of the fluorescence from an examined-object side is performed via an endoscope and a dichroic mirror.

Furthermore it reflects by the four mirror segments!3.

Light is received by the one detector which provided the four filter segments which transmits the light of each four wavelengths.

It is making the component which performs the image processing of the output of this detector by computer, and detects a cancer tissue.

In addition, before this detector, it has also described that an image intensifier is provided.

【 0 0 0 5 】

[0005]

【発明が解決しようとする課題】

上記公報の従来例では、4つの各波長の光を透過する4つのフィルタセグメントに分割した1つの検知装置で受光しているので、分解能が低下してしまう欠点があった。

**[PROBLEM ADDRESSED]**

In the prior art example of the above-mentioned gazette, because the light reception was performed by the one detector divided into the four filter segments which transmit the light of each four wavelengths, there was a disadvantage that the resolution reduces.

【 0 0 0 6 】

[0006]

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、低コスト化でき、且つ分解能を向上できる経内視鏡的蛍光観察装置を提供することを目的とする。

This invention was formed in consideration of the above-mentioned end, and can do a cost reduction, and it aims at offering the perendoscopic fluorescent observation apparatus which can improve resolution.

【 0 0 0 7 】

[0007]

【課題を解決するための手段】

経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各

**[SOLUTION OF THE INVENTION]**

Excitation light is irradiated perendoscopically. In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which detects and image-ises the fluorescence generated from the organism tissue at least in two wavelength bands, spectroscopy image divide means for dividing the above-mentioned fluorescent image in the optical image of the wavelength band of the two of short-wave length and a long wavelength at least, the enlargement optical system by which the size of the optical image of the wavelength band of short-wave length in the optical image divided by the above-mentioned spectroscopy

光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けることにより、拡大光学系で構造に關与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ1つのイメージインテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現している。

image divide means is expanded, one image intensifier for redoubling the brightness of each optical image including the image which went through the above-mentioned enlargement optical system, and the solid-state image-pick-up element which performs the photoelectric conversion of each multiplied above-mentioned optical image, by providing these, the size of the optical image of the wavelength band of the short-wave length which participates in the structure with an enlargement optical system is expanded, and the resolution is improved.

And, shared utilization of the one image intensifier is performed, and the cost reduction is made possible.

【0008】

[0008]

**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態) 図1ないし図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示し、図2は回転フィルタの構成を示し、図3は蛍光観察用の撮像手段の構成を示し、図4は蛍光観察用撮像素子に結像される2つの蛍光像の領域を示す。

**[Embodiment]**

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

(First embodiment) Fig. 1 or 4 concerns the first embodiment of this invention.

Fig. 1 shows the entire component of the perendoscopic fluorescent observation apparatus of the first embodiment.

Fig. 2 shows the component of a rotating filter.

Fig. 3 shows the component of image-pick-up means for fluorescent observation.

Fig. 4 shows the area of the fluorescent image of the two image-formed by the fluorescent image-pick-up element for observation.



## 【0009】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置1は生体内に挿入される光学式内視鏡(以下内視鏡と記載)2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に着脱自在で装着される撮像カメラ4と、撮像カメラ4に内蔵された通常観察用(通常用)あるいは白色用CCD5で撮像された通常観察撮像信号を信号処理して通常画像を生成する処理を行う白色用カメラコントロールユニット(CCUと略記)6と、撮像カメラ4に内蔵され、イメージインテンシファイア(I. I. と略記)7を介して蛍光像を撮像する蛍光用CCD8で撮像された蛍光撮像信号を信号処理して蛍光画像を生成する処理を行う蛍光用CCU9と、蛍光用CCU9から出力される映像信号(画像信号)に対する画像処理を行う画像処理装置10と、白色用CCU6及び画像処理装置10からの画像信号をスーパーインポーズ回路11を介して表示するモニタ12と、画像処理装置10の動作を制御する制御装置13と、通常観察と蛍光観察との切替の操作を制御装置13を介して行うフットスイッチ14とを有する。

## 【0010】

## [0009]

As shown in Fig. 1, with the optical endoscope (below, endoscope) 2 inserted in the living body, the fluorescent observation apparatus 1 of the first embodiment of this invention, the light source device 3 which supplies illumination light to this endoscope 2, the image-pick-up camera 4 with which an endoscope 2 is loaded which is detachable, the camera control unit for white 6 which does signal processing of the usual observation image-pick-up signal recorded by the usual object (usual use) for an observation or CCD 5 for white built into image-pick-up camera 4, and generates a usual image (CCU abbreviation), It is built into image-pick-up camera 4.

Fluorescent use CCU9 which does signal processing of the fluorescent image-pick-up signal recorded on the fluorescent use CCD8 which records a fluorescent image via the image intensifier (I. I. abbreviation) 7, and generates a fluorescent image, monitor 12 which displays the image signal from the image processor 10 which performs the image processing opposing to the video signal (image signal) output from the fluorescent use CCU9, and CCU 2 for white and the image processor 10, via the superimposition circuit 11, and the control apparatus 13 which controls operation of image processor 10, the foot switch 14 which performs operation of the switching between usual observation and fluorescent observation via control apparatus 13.

It has these.

## [0010]

内視鏡 2 は細長の挿入部 15 とその後端の操作部 16 とその後端の接眼部 17 と、操作部 16 から延出されたライトガイドケーブル 18 とを有し、ライトガイドケーブル 18 の端部にはコネクタ 19 が設けられており、光源装置 3 に着脱自在で接続することができる。

**【0011】**

この挿入部 15、操作部 16、ライトガイドケーブル 18 内には白色光と励起光を伝送する機能を備えたライトガイド 21 が挿通され、コネクタ 19 を光源装置 3 に装着することにより、光源装置 3 から白色光あるいは励起光が供給される。

**【0012】**

光源装置 3 内には、通常観察用照明光源及び励起光源として例えば、メタルハライドランプ 23 が設けてあり、このランプ 23 の光はモータ 24 により、回転される回転フィルタ 25 を透過し、さらに集光レンズ 26 を介してライトガイド 21 の光入射端に供給される。

**【0013】**

この回転フィルタ 25 は図 2 に示すように、円板状に 2 つの扇状開口を設け、各開口には透明ガラス 27 と青の波長の光を透

Endoscope 2 has the long and slender insertion part 15, the operating part 16 of that rear end, the eye-piece part 17 of that rear end, and the light-guide cable 18 extended from operating part 16.

Connector 19 is provided on the edge part of the light-guide cable 18.

It is connectable with a light source device 3 and is detachable.

**[0011]**

The light guide 21 provided with function which transmits white light and excitation light in this insertion part 15, the operating part 16, and the light-guide cable 18 is passed through.

By loading light source device 3 with connector 19, white light or excitation light is supplied from light source device 3.

**[0012]**

In the light source device 3, as the usual illumination light source for an observation and the usual excitation source, for example, the metal halide lamp 23 is provided.

By motor 24, the light of this lamp 23 transmits the rotating filter 25 to rotate.

Furthermore the light-incidence end of a light guide 21 is supplied via condenser lens 26.

**[0013]**

This rotating filter 25 provides 2 fan-shaped aperture disc-shaped, as shown in Fig. 2.

Transparent glass 27 and the blue filter 28 which transmits the light of a blue wavelength

過する青フィルタ 28 とが取り付けてある。そして、透明ガラス 27 が光路上にある場合にはライトガイド 21 には通常照明光としての白色光が供給され、青フィルタ 28 が光路上にある場合にはライトガイド 21 には、蛍光観察の励起光が供給される。

**【0014】**

ライトガイド 21 により伝送された光は挿入部 15 の先端部 29 の照明窓に固定された先端面からさらに照明レンズ 31 を経て拡開して体腔内の臓器表面等の被写体側に照射される。

**【0015】**

この照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 32 が取り付けられてあり、照明された被写体からの反射光或いは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ 32 によりその結像位置に像を結ぶ。

**【0016】**

この結像位置にはイメージガイド 33 の先端面が配置され、挿入部 15 内等を挿通されたこのイメージガイド 33 によりその後端面に伝送する。この後端面に対向して接眼部 17 に取り付

are attached to each aperture.

And, when there is transparent glass 27 on the optical path, white light as a usual illumination light is supplied to a light guide 21.

When there is a blue filter 28 on the optical path, the excitation light of a fluorescent observation is supplied to a light guide 21.

**[0014]**

From the end surface where the light transmitted by the light guide 21 was fixed to the illumination window of end 29 of insertion part 15, furthermore it expands through the illumination lens 31 and it is irradiated at the copied object such as the intra-corporeal organ surface.

**[0015]**

Next to this illumination window the observation port is provided, and objective lens 32 is attached to this observation port.

The fluorescence which is excited by illuminating the reflected light or the excitation light from a photographed object, and is radiated focuses an image at that image-formation position by objective lens 32.

**[0016]**

The end surface of the image guide 33 is arranged at this image-formation position.

The inside of insertion part 15 etc. is transmitted to that rear-end surface by this image guide 33 passed through.

To the usual observation image, an enlarged

けられた接眼レンズ 34 を介して、通常観察像に対しては肉眼で拡大観察することができる。

observation can be performed via eyepiece 34 which opposes this rear-end surface and was attached to the eye-piece part 17, with the naked eye.

【0017】

この接眼部 16 に蛍光観察用外付けカメラの機能を備えた撮像カメラ 4 が装着された場合には、この撮像カメラ 4 内には接眼レンズ 34 に対向して可動ミラー 36 が配置され、この可動ミラー 36 で反射された光路側に結像レンズ 37 が配置され、さらにこの結像レンズ 37 に対向して配置された反射プリズム 38 を介して白色用 CCD 5 に像を結ぶ。

[0017]

When loading with the image-pick-up camera 4 which equipped this eye-piece part 16 with function of the fluorescent outside attachment camera for observation, in relation to eyepiece 34 in this image-pick-up camera 4, movable mirror 36 is arranged.

The image-formation lens 37 is arranged at the optical-path side reflected by this movable mirror 36.

The reflecting prism 38 which furthermore opposes this image-formation lens 37, and has been arranged, and the image forms on CCD 5 for white.

【0018】

CCD 5 により光電変換された信号は白色用 CCU 6 に入力され、映像信号に変換された後、スーパーインポーズ回路 11 を介してモニタ 12 に白色照明のもとで撮像された通常観察像が表示される。

[0018]

The signal by which the photoelectric conversion was performed as for CCD5 is input into CCU 6 for white.

After performing a conversion to a video signal, the usual observation image recorded by monitor 12 on the basis of the white illumination via the superimposition circuit 11 is displayed.

【0019】

なお、可動ミラー 36 はドライバ 39 により駆動される。このドライバ 39 は制御装置 13 により制御される。つまり、通常観察の場合には、可動ミラー 36 は点線で示すように光路上に

[0019]

In addition, the movable mirror 36 is driven by driver 39.

This driver 39 is controlled by the control apparatus 13.

In other words, in the case of usual observation, the movable mirror 36 is set up on the optical

設定され、蛍光観察の場合には、制御装置 13 は制御信号をドライバ 39 に送り、ドライバ 39 により可動ミラー 36 は実線で示すように光路から退避した状態に設定され、レンズ 34 を経た光は蛍光用撮像手段 40 側に導光される。この蛍光用撮像手段 40 を図 3 で拡大して示す。

**【0020】**

つまり、レンズ 34 に対向して結像用レンズ 41 が配置され、この結像用レンズ 41 に対向してその光路上で 45° 傾いた状態でダイクロイックミラー 42 が配置され、このダイクロイックミラー 42 は例えば赤色の波長の光を選択的に反射し、その他の波長の光を透過する。

**【0021】**

このダイクロイックミラー 42 を透過した光はさらに緑色の波長の光のみを選択的に透過する緑フィルタ 43 と、拡大するズームレンズ 44 を介して I. I. 7 に入射され、光増幅されて対向する蛍光用 CCD 8 に像を結ぶ。また、ダイクロイックミラー 42 で反射した光はさらにミラー 45 で反射され、赤色の波長の光のみを選択的に透過する

path, as the dotted line shows.

In the case of a fluorescent observation, control apparatus 13 sends a control signal to driver 39.

It is set as the condition of having retreated from the optical path as the continuous line showed the movable mirror 36 by driver 39.

The light-guide of the light which went through lens 34 is performed to the image-pick-up means 40 side for fluorescence.

Fig. 3 expands and shows this image-pick-up means for fluorescence 40.

**[0020]**

In other words, opposing lens 34 the lens for image formation 41 is arranged.

A dichroic mirror 42 is arranged in the condition of having opposed this lens for an image formation 41, and having inclined 45 degrees on that optical path.

This dichroic mirror 42 reflects the light of red wavelength selectively, for example, and the light of other wavelengths is transmitted.

**[0021]**

Incidence of the light which transmitted this dichroic mirror 42 is performed to I.I.7 via the green filter 43 which transmits only the light of green wavelength selectively, and to zoom lens 44.

An image forms on fluorescent use CCD8 with optical amplification.

Moreover, the light reflected by the dichroic mirror 42 is further reflected by mirror 45.

Incidence is performed to I.I.7 via the red filter 46 which transmits only the light of red

赤フィルタ 46 を介して I. I. 7 に入射され、光増幅されて対向する蛍光用 CCD 8 に像を結ぶ。

**【0022】**

本実施の形態では蛍光用撮像手段 40 は 2 つの異なる波長域、つまり波長の短い短波長の波長域と長波長の波長域、より具体的には緑色の波長域と赤色の波長域での蛍光像を分割して得る構成になっており、かつ図 3 で説明したように緑色の蛍光像を得る光路上には拡大する拡大光学系として例えばズームレンズ 44 を配置して、赤色の蛍光像を撮像する第 1 の領域 47 よりも大きな第 2 の領域 48 で共通の I. I. 7 を占有するようにしている。

**【0023】**

つまり、図 4 に示すように蛍光観察に共通して使用される 1 つの I. I. 7 の受光面にはズームレンズ 44 により拡大された領域 48 で緑色の波長の光が入射されると共に、この領域 48 よりも小さい領域 47 で赤色の波長の光が入射され、それぞれが光増幅された後、その後方に対向配置した蛍光用 CCD 8 で I. I. 7 での領域 47、48 と同様な領域で撮像される。なお、

**[0022]**

In this embodiment, image-pick-up means for fluorescence 40 is a wavelength range from which two is different, the region where a wavelength is short in other words, and the wavelength range of a long wavelength, It is the component of more specifically dividing and obtaining the fluorescent image in a green wavelength range and a red wavelength range. And it is considered as the enlargement optical system expanded on the optical path which obtains a fluorescent green image as Fig. 3 explained, for example, a zoom lens 44 is arranged.

It is made to occupy shared I.I.7 in the 2nd area 48 larger than the first area 47 which records the fluorescent red image.

**[0023]**

As shown in Fig. 4, while incidence of the light of the green wavelength in area 48 expanded in the one I.I.7 light-receiving surface used in shared with a fluorescent observation with the zoom lens 44 is performed in other words, incidence of the light of red wavelength is performed in area 47 smaller than this area 48.

After performing optical amplification of each, it records in areas 47 and 48 in I.I.7, and a similar area by the fluorescent use CCD8 arranged oppositely at the rear.

In addition, the arrow shows areas 47 and 48

図3でも領域47と48とを模式的に矢印で示している。 typically also in Fig. 3.

**【0024】**

このように本実施の形態ではエネルギーが高く、蛍光像の構造に関与する（或いは構造を支配的に決定する）短波長での撮像領域をエネルギーが小さく、色調に関与する（或いは正常部位とは異なる癌組織部分の色調を支配的に示す）長波長での撮像領域よりも広くすることにより、分解能が高い蛍光画像を得られるようにしていることが特徴となっている。

**[0024]**

Thus in this embodiment, energy is high.

Energy is small in the image-pick-up area in the short-wave (or structure is decided dominantly) length which participates in the structure of the fluorescent image.

It is made larger than the image-pick-up area in the long wavelength (or a normal part shows dominantly the color tone of a different cancer-tissue part) which participates in a color tone, It has been the characteristic that it is made to obtain the fluorescent image with a high resolution.

**【0025】**

また、本実施の形態ではフットスイッチ14により通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合にはモニタ12に表示される画像を選択できると共に、通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）に設定したり蛍光画像との撮像及び観察状態に設定したりすることができるようにしている。

**[0025]**

Moreover, the case where the condition that a foot switch 14 is used to choose periodically imaging a usual image and imaging a fluorescent image in this embodiment, while the image displayed by monitor 12 can be chosen, it can set as imaging a usual image, and observation condition (display condition), or it enables it to set as the image pick-up and the observation condition with a fluorescent image.

**【0026】**

例えばフットスイッチ14の交互撮像モード選択スイッチをONすることにより通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合には、フットスイッチ14の表示

**[0026]**

When the condition of performing periodically imaging a usual image and imaging a fluorescent image by turning on the mutual image-pick-up mode-selection switch of a foot switch 14, for example, is chosen, the display of a usual image and the display of a fluorescent

選択スイッチにより通常画像の表示と蛍光画像の表示とを選択できる。一方、撮像モード選択スイッチにより通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）と、蛍光画像の撮像及び観察状態に選択できるようにしている。

**【 0 0 2 7 】**

次に本実施の形態の作用を説明する。フットスイッチ 14 の撮像モード選択スイッチにより白色光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置 13 に入力され、制御装置 13 はドライバ 39 を介して可動ミラー 36 を点線の状態に設定すると共に、モータ 24 を制御して、回転フィルタ 25 を光路上に透明ガラス 27 が位置する状態に設定する。

**【 0 0 2 8 】**

この状態では光源装置 3 のメタルハライドランプ 23 の白色光が透明ガラス 27 を透過してライトガイド 21 に入射され、このライトガイド 21 によって伝送され、内視鏡 2 の先端部 29 に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ 31 を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

**【 0 0 2 9 】**

照明された部位は対物レンズ 3

image can be chosen by the display selecting switch of foot switch 14.

While, it enables it to choose as imaging a usual image and observation condition (display condition), and imaging a fluorescent image and observation condition by the image-pick-up mode-selection switch.

**[0027]**

Next an effect of this embodiment is explained. If a white-light image-pick-up mode is chosen by the image-pick-up mode-selection switch of a foot switch 14, that selection or an indication signal will be input into control apparatus 13. While a control apparatus 13 sets the movable mirror 36 as the condition of a dotted line via driver 39, it controls motor 24, and the rotating filter 25 is set as the condition that transparent glass 27 positions on the optical path.

**[0028]**

In this condition, white light of the metal halide lamp 23 of a light source device 3 transmits transparent glass 27, and incidence is performed to a light guide 21.

This light guide 21 transmits.

It radiates to the parts for an observation, such as an intra-corporeal diseased part, via the illumination lens 31 furthermore an end surface from attached to end 29 of an endoscope 2, and that part is illuminated.

**[0029]**

The illuminated part is image-formed on the end



2によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部17側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ4の可動ミラー36で反射等されて白色用CCD5に結像される。このCCD5により光電変換されて白色用CCU6に入力され、映像信号に変換された後、スーパーインポーズ回路11を介してモニタ12に入力され、モニタ画面には白色光の下で撮像された通常の内視鏡画像が表示される。

**【0030】**

患部等の観察対象部位を可視光の照明の下で観察し、蛍光診断を望む場合には、フットスイッチ14の撮像モード選択スイッチにより蛍光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置13に入力され、制御装置13はドライバ39を介して可動ミラー36を実線の状態に設定すると共に、モータ24を制御して、回転フィルタ25を光路上に青フィルタ28が位置する状態に設定する。

**【0031】**

この状態では光源装置3のメタルハライドランプ23の白色光は青フィルタ28により青の波

surface of the image guide 33 with objective lens 32.

That image is transmitted, and it transmits to the rear-end surface beside the eye-piece part 17.

Furthermore a reflection etc. is performed by the movable mirror 36 of the image-pick-up camera 4, and CCD 2 for white image-forms.

A photoelectric conversion is performed by this CCD5 and it inputs into CCU 2 for white.

After performing a conversion to a video signal, it inputs into monitor 12 via the superimposition circuit 11.

The usual endoscope image recorded under white light is displayed by the monitor screen.

**[0030]**

The parts for observation, such as a diseased part, are observed under the illumination of a visible light.

If it chooses a fluorescent image-pick-up mode by the image-pick-up mode-selection switch of a foot switch 14 in desiring fluorescent diagnosis, that selection or an indication signal will be input into control apparatus 13.

While a control apparatus 13 sets the movable mirror 36 as the condition of a continuous line via driver 39, it controls motor 24.

The rotating filter 25 is set as the condition that the blue filter 28 positions on the optical path.

**[0031]**

In this condition, only a blue wavelength component transmits white light of the metal halide lamp 23 of light source device 3 with blue

長成分のみが透過してライトガイド 21 に入射され、このライトガイド 21 によって伝送され、内視鏡 2 の先端部 29 に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ 31 を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

filter 28, and incidence is performed to a light guide 21, and this light guide 21 transmits it.

It radiates to the parts for an observation, such as an intra-corporeal diseased part, via the illumination lens 31 furthermore from the end surface attached to end 29 of an endoscope 2.

That part is illuminated.

### 【0032】

そして、照明された部位に励起光を照射し、その励起光により発生する蛍光は対物レンズ 32 によってイメージガイド 33 の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部 17 側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ 4 の結像レンズ 41 を経て、赤の蛍光成分はダイクロイックミラー 42 で反射され、赤フィルタ 46 を経て I. I. 7 の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用 CCD 8 に結像され、緑の蛍光成分はダイクロイックミラー 42 を透過し、さらに緑フィルタ 43 を透過し、ズームレンズ 44 で拡大されて、I. I. 7 の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用 CCD 8 に結像される。

### [0032]

And, excitation light is irradiated to the illuminated part.

The fluorescence generated by that excitation light is image-formed by the end surface of the image guide 33 with an objective lens 32.

That image is transmitted and is transmitted to the rear-end surface beside the eye-piece part 17.

Furthermore it goes through the image-formation lens 41 of the image-pick-up camera 4, and a red fluorescent component is reflected by the dichroic mirror 42.

The light-receiving surface of I.I.7 image-forms through the red filter 46.

After performing optical amplification, the fluorescent use CCD8 forms an image.

The fluorescent green component transmits a dichroic mirror 42.

Furthermore the green filter 43 is transmitted.

It was expanded with the zoom lens 44.

I.I.7 light-receiving surface image-forms.

After performing optical amplification, the fluorescent use CCD8 forms an image.

### 【0033】

この蛍光用 CCD 8 で光電変換

### [0033]

The signal by which the photoelectric

された信号は蛍光用CCU9に  
入力され、この蛍光用CCU9  
では映像信号に変換した後、画  
像処理装置10に出力する。こ  
の画像処理装置10では図4に  
示す第1の領域47と第1の領  
域48の画像を分離して、それ  
ぞれ別のメモリに一旦格納した  
後、例えば第1の領域47の画  
像に対して拡大の画像処理を行  
い、第2の領域48の画像と同  
じ大きさにして、蛍光像を生成  
する。

#### 【0034】

この場合、組織の構造或いは輪  
郭の決定に支配的に関与する緑  
の蛍光像はズームレンズ44で  
拡大して、I. I. 7の受光面  
に結像し、光増幅した後、蛍光  
用CCD8で光電変換し、単に  
色情報に関与する赤の蛍光像よ  
りも拡大して、I. I. 7の受  
光面に結像し、高い分解能を保  
持する（例えば同じ大きさの領  
域で撮像した場合には、色情報  
により悪性か良性かが分かる  
が、その悪性と良性部分との境  
界等の輪郭が不明確となってし  
まう）。

conversion was performed on this fluorescent  
use CCD8 is input into the fluorescent use  
CCU9.

On this fluorescent use CCU9, after  
converting into a video signal, it outputs to an  
image processor 10.

In this image processor 10, the image of the  
first area 47 shown in Fig. 4 and the first area  
48 is isolated.

After storing in the memory which is each an  
exception, the image processing of  
enlargement is performed to the image of the  
first area 47.

It makes the same size as the image of the  
2nd area 48, and a fluorescent image is  
generated.

#### [0034]

In this case, the fluorescent green image which  
involves dominant in the structure of a tissue or  
the fixation of an outline is expanded with a  
zoom lens 44.

It image-forms to I.I.7 light-receiving surface.

After performing optical amplification, it photo-  
electrically converts in the fluorescent use  
CCD8.

It expands from the red fluorescent image  
which simply participates in colour information.

It image-forms to I.I.7 light-receiving surface.

A high resolution is maintained (for example,  
when image-picking up in the area of the same  
size, colour information indicates malignancy or  
benign).

However, outlines, such as the boundary of  
that malignancy and benign part, will become  
indefinite.

## 【0035】

従って、モニタ画面に2つの波長帯域の蛍光像をスーパーインポーズ表示した場合、その蛍光像は組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が癌組織等の悪性か良性かが色情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

## 【0036】

また、内視鏡2の接眼部17に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ4を1つのI. I. 7で実現しているので、低コスト化できるし、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなって操作しにくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

## 【0037】

また、交互撮像モードを選択すると、制御装置13はモータ24を一定速度で回転し、かつ、光路上に透明ガラス27が位置

## [0035]

Therefore, when the superimposition display of the fluorescent image of two wavelength bands is performed on a monitor screen, as for that fluorescent image, the structure or the outline of a tissue is displayed clearly.

And malignancy, such as a cancer tissue, or benign property is displayed for each part in the tissue displayed clearly by colour information.

For this reason, the size of a malignant part, a shape, etc. can be known in detail.

Moreover, it also becomes simple to investigate that malignant tissue part in detail by the biopsy.

The fluorescent image with the high resolution which is easy to diagnose is obtained.

## [0036]

Moreover, the eye-piece part 17 of endoscope 2 is loaded.

A cost reduction can be done because the image-pick-up camera 4 which obtains the fluorescent image of two wavelength bands is made possible by one I.I.7.

And, because it is small-sized, and is light weight, it is avoided being hard to operate by becoming large and heavy, and favorable operativity is also securable.

## [0037]

Moreover, if a mutual image-pick-up mode is chosen, the control apparatus 13 rotates motor 24 at fixed velocity.

, in the condition which shows the movable

する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を点線で示す状態に、光路上に青フィルタ28が位置する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を実線で示す状態に設定する。

**【0038】**

そして、白色用CCD5で撮像した画像信号は白色用CCU6で信号処理し、蛍光用CCD8で撮像した画像信号は蛍光用CCU9で信号処理した後、画像処理装置10で画像処理し、それぞれスーパーインポーズ回路11に出力する。

**【0039】**

そして、術者がフットスイッチ14で選択した方の白色画像或いは蛍光画像を表示したり、同時に白色画像と蛍光画像を表示したりできる。この場合の蛍光画像は上述したように分解能が高い状態で表示できる。

**【0040】**

このように本実施の形態によれば、モニタ12に蛍光像を表示した場合、組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が癌組織等の悪性か良性かが色

mirror 36 by the dotted line via driver 39 in the condition that transparent glass 27 positions on the optical path, in the condition that the blue filter 28 positions on the optical path, it sets the condition which shows the movable mirror 36 as a continuous line via driver 39.

**[0038]**

And, the signal processing of the image signal recorded by CCD 2 for white is performed by CCU 2 for white.

After performing the signal processing of the image signal recorded on the fluorescent use CCD8 on the fluorescent use CCU9, the image processing of it is performed by the image processor 10.

It respectively outputs to the superimposition circuit 11.

**[0039]**

And, an operator displays the white image or the fluorescent image of the direction chosen by the foot switch 14.

Moreover, a white image and a fluorescent image can be displayed simultaneously.

The fluorescent image in this case can be displayed in the condition that the resolution is high, as mentioned above.

**[0040]**

Thus according to this embodiment, when displaying a fluorescent image to monitor 12, the structure or the outline of a tissue is displayed clearly.

And malignancy, such as a cancer tissue, or benign property is displayed each part in the

情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

**【0041】**

また、内視鏡2の接眼部17に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ4を1つのI.I.7で実現しているので、低コスト化できるし、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなって操作しにくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

**【0042】**

(第2の実施の形態) 図5は本発明の第2の実施の形態における蛍光用撮像手段51を示す。この蛍光用撮像手段51は図3において、例えば赤色で撮像する光路上に円板状でその周方向に透過率が連続的に変化するニュートラルデンシティフィルタ(NDフィルタと略記)52を配置し、このNDフィルタ52をモータ53で回転可能にして、赤の光が入射される光路部分を任意の透過率の状態に設定

tissue displayed clearly by colour information.

For this reason, the size of a malignant part, a shape, etc. can be known in detail.

Moreover, it also becomes simple to investigate that malignant tissue part in detail by the biopsy.

The fluorescent image with the high resolution which is easy to diagnose is obtained.

**[0041]**

Moreover, the eye-piece part 17 of an endoscope 2 is loaded.

A cost reduction can be done because the image-pick-up camera 4 which obtains the fluorescent image of two wavelength bands is made possible by 1 I.I.7.

And, because it is light weight and small-sized, it is avoidable that it is hard to operate by becoming large and heavy, and favorable operativity is also securable.

**[0042]**

(2nd embodiment) Fig. 5 shows image-pick-up means for fluorescence 51 in the 2nd embodiment of this invention.

This image-pick-up means for fluorescence 51 arranges the neutral density filter (ND filter and abbreviation) 52 which is recorded red colour and from which it is on the optical path disc-shaped, and the transmittance varies to that peripheral direction continuously, in Fig. 3.

This ND filter 52 is made rotatable by motor 53.

The red light enables it to set the optical-path part by which incidence is performed at any

できるようにしている。

arbitrary transmittance.

【0043】

その他の構成は第1の実施の形態と同様である。この第2の実施の形態によれば、図4に示すように共通のI. I. 7に2つの蛍光像が結像されるので、それらの強度を適切に調整しようとした場合、簡単に調整できる。

[0043]

Other components are the same as that of the first embodiment.

Because according to this 2nd embodiment the fluorescent image of two is image-formed by shared I.I.7 as shown in Fig. 4, when it is going to adjust that strength appropriately, it can adjust simply.

【0044】

従来は2つのI. I. で各波長帯域の蛍光画像を得ていたもので、I. I. のゲインを調整することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーインポーズなどして表示できたが、このように共通のI. I. 7で光増幅した場合には画像処理装置による重み付けの調整しか出来ないが、本実施の形態によれば一方の光路上にNDフィルタ52を配置することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーインポーズなどして表示できる。

[0044]

Because the fluorescent image of each wavelength band had been obtained by two I.I., conventionally, by adjusting the gain of I.I., strength of a both fluorescence image was adjusted to suitable strength, and the superimposition etc. has performed and displayed it.

However, when optical amplification is performed by I.I.7 shared in this way, only adjustment of the weighting by the image processor can be performed.

However, according to this embodiment, by arranging the ND filter 52 on the optical path, strength of both fluorescence images is adjusted to suitable strength, and a superimposition etc. can perform and display it.

【0045】

また、図6は第2の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段55を示す。この変形例では図3の赤フィルタ46を干渉フィルタで形成すると共に、この干渉フィルタをステッピングモ

[0045]

Moreover, Fig. 6 shows image-pick-up means for fluorescence 55 in the modification of the 2nd embodiment.

While forming the red filter 46 of Fig. 3 by the interference filter in this modification, it enables it to rotate this interference filter from condition

ータ 5 6 で光路に垂直な状態から適宜の角度  $\theta$  まで回転できるようにしたものである。

#### 【 0 0 4 6 】

この干渉フィルタはそのフィルタ面が光路に垂直な状態の場合には図 7 の実線で示すような透過特性を示し、この状態から例えば角度  $\theta$  傾けると図 7 の点線で示すような透過特性になる。

#### 【 0 0 4 7 】

従って、この角度を調整することによって、赤色の光の透過強度を調整できる。この変形例の作用効果は第 2 の実施の形態と同様である。なお、ND フィルタ 5 2 等を赤の蛍光像を得る光路側に配置したが、緑の蛍光像を得る光路側に配置しても良い。また、両光路に配置しても良い。

#### 【 0 0 4 8 】

(第 3 の実施の形態) 次に図 8 及び図 9 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。第 1 の実施の形態では白色観察像を得る白色用撮像手段と蛍光観察像を得る蛍光用撮像手段とがそれぞれ専用に設けられていた

perpendicular to the optical path to a suitable angle ( $\theta$ ) by the stepping motor 56.

#### [0046]

In the case of the condition with that filter surface perpendicular to the optical path, this interference filter shows the permeation characteristic which is shown as the continuous line of Fig. 7.

It becomes this condition from, for example, permeation characteristic which is shown by the dotted line of Fig. 7 when leaning the angle ( $\theta$ ).

#### [0047]

Therefore, permeation strength of a red light can be adjusted by adjusting this angle.

The effect of this modification is the same as that of the 2nd embodiment.

In addition, the ND filter 52 etc. has been arranged in the optical-path side which obtains the red fluorescent image.

However, it may arrange in the optical-path which obtains a fluorescent green image.

Moreover, it may arrange in both optical paths.

#### [0048]

(Third embodiment) Next the third embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 8 and 9.

In the first embodiment, image-pick-up means for white to obtain a white observation image, and image-pick-up means for fluorescence to obtain a fluorescent



が、本実施の形態ではこれらを共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、内視鏡の挿入部の先端部を細径化したものである。図8は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図9は共通の撮像素子としてのCCDにより撮像される両画像を示す。

**【0049】**

図8に示す内視鏡61は挿入部62の先端部63に撮像手段を内蔵した電子内視鏡である。挿入部62内にはライトガイド64が挿通され、このライトガイド64の手元側は図示しない光源装置に接続され、光源装置から照明光及び励起光が供給される。この光源装置は例えば図1の光源装置3において、回転フィルタ25は赤(R)、緑(G)、青(B)の面順次の通常観察用の照明光を供給するためのR、G、Bフィルタとさらに蛍光観察のために励起光を透過するBフィルタを備えたものである。なお、前記励起光を透過するBフィルタと通常観察用のBフィルタとを共有しても良い。

**【0050】**

ライトガイド64で伝送された

observation image were respectively provided for exclusive use.

However, in this embodiment, the end of the insertion part of an endoscope is made narrow diameter by materializing these with image-pick-up means to have used the shared image-pick-up element.

Fig. 8 shows the component of image-pick-up means provided on the end of an endoscope.

Fig. 9 shows both images recorded by the CCD as a shared image-pick-up element.

**[0049]**

Endoscope 61 shown in Fig. 8 is an electron endoscope which built image-pick-up means at end 63 of the insertion part 62.

A light guide 64 is passed through in an insertion part 62.

Light guide 64 side is connected to the light source device not illustrated.

An illumination light and excitation light is supplied from a light source device.

In This light source device, for example, in the light source device 3 of Fig. 1, in order to supply in order red (R), the green (G) and the blue (B) illumination light for usual observation with the rotating filter 25, it uses the R, G, B filter, and furthermore for fluorescent observation, a B filter which transmits excitation light is provided.

In addition, B filter which transmits above-mentioned excitation light, and B filter for a usual observation may be shared.

**[0050]**

The light of R, G and B in order which were

R, G, Bの面順次光或いは青の励起光は先端部63の照明レンズ65を経て被検体側に照射される。また、照明レンズ65に隣接して、通常観察用或いは白色観察用の対物レンズ66と、蛍光観察用の対物レンズ67とが配置されている。対物レンズ66に入射した光はさらにリレーレンズ68を経て伝送され、マスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。

**【0051】**

また、対物レンズ67に入射した光はダイクロイックミラー71を設けたプリズム72を経て2つに分岐される。そして、ダイクロイックミラー71を透過した光はさらに緑フィルタ73で緑色の波長の光のみが透過し、I. I. 74で光増幅された後、レンズ75を経てマスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。

**【0052】**

また、ダイクロイックミラー71で反射された光はさらに赤フィルタ76で赤色の波長の光のみが透過し、I. I. 74で光増幅された後、レンズ77を経てマスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。なお、緑フィルタ73とレンズ75と

transmitted by the light guide 64, or blue excitation light is irradiated through the illumination lens 65 of end 63 on the examined-object side.

Moreover, the illumination lens 65 is adjoined.

The usual object for an observation or the objective lens 66 for a white observation, and the objective lens 67 for a fluorescent observation are arranged.

An incident light is further transmitted to an objective lens 66 through the relay lens 68.

CCD70 facing the aperture part of mask 69 forms an image.

**[0051]**

Moreover, an incident light is branched in two to the objective lens 67 through prism 72 which provided the dichroic mirror 71.

And, only the light of a green wavelength transmits further the light which transmitted the dichroic mirror 71, with the green filter 73.

After performing optical amplification by I.I.74, CCD70 facing the aperture part of mask 69 through lens 75 image-forms.

**[0052]**

Moreover, only the light of a red wavelength transmits further the light reflected by the dichroic mirror 71 with the red filter 76.

After performing optical amplification by I.I.74, CCD70 facing the aperture part of mask 69 through lens 77 image-forms.

In addition, although the I.I. may respectively be arranged between the red filter 76 and lens

の間と、赤フィルタ 76 とレンズ 77 との間にそれぞれ I. I. を配置しても良いが、本実施の形態では共通となる 1 つの I. I. 74 にしている。

**【0053】**

本実施の形態では共通の CCD 70 で、図 9 に示すように緑色の蛍光像 79G と、赤色の蛍光像 79R と、白色像 79W とを撮像するようにしている。なお、白色像 79W は実際には R, G, B の照明のもとで撮像した R, G, B の成分像から合成される。

**【0054】**

CCD 70 の出力は図示しない CCU に入力され、信号処理されて映像信号が生成され、各画像をモニタに表示する。本実施の形態によれば、先端部 63 に白色用撮像手段と蛍光用撮像手段とを共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部 63 を細径化できる。

**【0055】**

(第 4 の実施の形態) 次に図 10 及び図 11 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。本実施の形態も、第 3 の実施の形態と同様に共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部を細径化し

77 between the green filter 73 and lenses 75, it has shared I.I. 74 in this embodiment.

**[0053]**

In this embodiment, with shared CCD70, as shown in Fig. 9, image 79fluorescent G green, fluorescent red image 79R, white image 79W are formed.

In addition, white image 79W is synthesised from the component image of R, G, and B recorded on the basis of the illumination of R, G, and B in fact.

**[0054]**

The output of CCD70 is input into a CCU not illustrated, signal processing is performed and a video signal is generated.

Each image is displayed in the monitor.

According to this embodiment, image-pick-up means for white and image-pick-up means for fluorescence are made possible with image-pick-up means with a shared image-pick-up element, on end 63, and end 63 can be made narrow diameter.

**[0055]**

( 4th embodiment) Next the 4th embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 10 and 11.

The end is made narrow diameter by materializing this embodiment as well as a third embodiment with image-pick-up means using the shared image-pick-up element.

たものである。図10は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図11は共通の撮像素子としてのCCDにより撮像される両画像を示す。

**【0056】**

図10に示す内視鏡81は図8の内視鏡61において、蛍光側の撮像部の構成が異なる。つまり、対物レンズ67とマスク69との間の光路上には励起光カットフィルタ82、I.I.83、レンズ84が配置されている。

**【0057】**

つまり、本実施の形態ではCCD70には図11に示すように白色像79Wと蛍光像79Kとを撮像するようにしている。第3の実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離して撮像する構成にしていたが、本実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成にしている。

**【0058】**

その他の構成は図8と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。本実施の形態によれば、2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成にして対

Fig. 10 shows the component of image-pick-up means provided on the end of an endoscope.

Fig. 11 shows the both image recorded by CCD as a shared image-pick-up element.

**[0056]**

In endoscope 61 of Fig. 8, as for endoscope 81 shown in Fig. 10, the component of the image-pick-up part of the fluorescent side is different.

In other words, on the optical path between an objective lens 67 and mask 69, the excitation-light cut filter 82, I.I.83, and lens 84 are arranged.

**[0057]**

In other words, as shown in Fig. 11, it is made to image-pick up white image 79W and image 79 fluorescent K in CCD70 in this embodiment.

It was making to the component which isolates and records the fluorescent image of the two in the wavelength range of two, in the third embodiment.

However, it is making to the component recorded without isolating the fluorescent image of the two in the wavelength range of two in this embodiment.

**[0058]**

Other components are the same as that of Fig. 8, the same symbol is attached to an identical component, and that explanation is omitted.

According to this embodiment, the optical system which makes the component recorded without isolating the fluorescent image of the

物レンズ 67 の光軸と垂直な方向に蛍光像を分離する光学系を省くことができ、より先端部 63 を細径化できる。

two in the wavelength range of two, and isolates the fluorescent image in the direction perpendicular to the optical axis of an objective lens 67 can be reduced, and end 63 can be made narrow diameter.

**【 0 0 5 9 】**

(第 5 の実施の形態) 次に図 12 を参照して本発明の第 5 の実施の形態を説明する。本実施の形態は図 3 の蛍光用撮像手段 40 を図 12 の蛍光撮像手段 90 にしたものであり、レンズ 41 を経た光はダイクロイックミラー 91 を設けたプリズム 92 を経て 2 つに分岐される。そして、ダイクロイックミラー 91 を透過した光はさらに緑フィルタ 93 で緑色の波長の光のみが透過し、I. I. 94 で光増幅された後、ファイバ 95A を経てモノクロの CCD 8A に結像される。

**[0059]**

( 5th embodiment) Next the 5th embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 12.

This embodiment makes image-pick-up means for fluorescence 40 of Fig. 3 fluorescent image-pick-up means 90 of Fig. 12.

The light which went through lens 41 is branched to two through prism 92 which provided the dichroic mirror 91.

And, only the light of a green wavelength transmits further the light which transmitted the dichroic mirror 91, with the green filter 93.

After performing optical amplification by I.I.94, monochrome CCD8A image-forms through fibre 95A.

**【 0 0 6 0 】**

また、ダイクロイックミラー 91 で反射された光はさらに赤フィルタ 96 で赤色の波長の光のみが透過し、I. I. 94 で光増幅された後、ファイバ 95B を経てモノクロの CCD 8B に結像される。

**[0060]**

Moreover, only the light of a red wavelength transmits further the light reflected by the dichroic mirror 91 with the red filter 96.

After performing optical amplification by I.I.94, CCD8B of monochrome image-forms through fibre 95B.

**【 0 0 6 1 】**

本実施の形態では蛍光用撮像手段 90 を 1 つの I. I. 94 に

**[0061]**

In this embodiment, image-pick-up means for fluorescence 90 is made into one I.I.94.

して、2つの蛍光像を分割して結像し、かつ各分割された2つの蛍光像を2つのファイバ95A, 95BでそれぞれCCD8A, 8Bに導光している。各CCD8A, 8Bで光電変換された画像信号はそれぞれCCU9A, 9Bに入力され、それぞれ映像信号に変換された後、スーパーインポーズ回路により、重畳されてモニタに2つの蛍光画像を1つに重畳して表示される。

#### 【0062】

本実施の形態によれば、I. I. 94で共通に光増幅しているので、撮像カメラを低コスト化できると共に、小型軽量化できる。また、2つのファイバ95A, 95BでそれぞれCCD8A, 8Bに導光しているので、画像処理により、2つの蛍光像を分離することを不要にできる。

#### 【0063】

(第6の実施の形態) 次に図13を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。本実施の形態は図3の蛍光撮像手段40を図13の蛍光撮像手段98にしたものであり、本実施の形態ではミラー45を回転可能にすると共に、I. I. 7で光増幅

The fluorescent image of two is divided and image-formed.

And the light-guide of the fluorescent image of the divided each two is respectively performed to CCD 8A and 8B with fibre 95A and 95B of two.

Each image signal by which the photoelectric conversion was performed by CCD 8A and 8B is respectively input into CCU 9A and 9B.

By the superimposition circuit, it is superimposed, and after respectively performing a conversion to a video signal, the fluorescent image of two is superimposed into one and the monitor displays it.

#### [0062]

Because optical amplification is performed in shared by I.I.94, while the cost reduction of the image-pick-up camera can be done according to this embodiment, reduction of size and weight can be done.

Moreover, because the light-guide is respectively performed to CCD 8A and 8B with the two fibres 95A and 95B, it can make it unnecessary to isolate the fluorescent image of two by image processing.

#### [0063]

(6th embodiment) Next the 6th embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 13.

This embodiment makes fluorescent image-pick-up means 40 of Fig. 3 fluorescent image-pick-up means 98 of Fig. 13.

While making rotatable mirror 45 in this embodiment, the light reception of the

された蛍光像を2つのCCD 8A, 8Bで受光している。

fluorescent image by which optical amplification was performed by I.I.7 is performed by two CCDs 8A and 8B.

【0064】

また、一方のCCD 8Bは図13に示すように光軸方向とこの光軸方向に垂直な方向に移動自在にしている。このように一方のCCD 8Bへの蛍光像を結ぶ位置を可変できる位置調整手段を設けているので、2つのCCD 8A, 8Bの出力を重ねて表示する場合に精度良く重ねることができ、従って、精度の良いスーパインポーズ画像により診断する場合の診断能を向上できる。

[0064]

Moreover, one CCD8B is made movable in the direction perpendicular to the direction of the optical axis, and in the direction of the optical axis, as shown in Fig. 13.

Because positioning-control means whereby the fluorescent image of one CCD8B can be variable bind position in this way is provided, when displaying in layers the output of CCD 8A and 8B of two, it can superimpose accurately.

Therefore, the diagnostic ability in the case of diagnosing by the accurate superimposition image can be improved.

【0065】

なお、例えば第1の実施の形態においては、拡大光学系としてズームレンズ44を用いているが、ズームレンズ44に限定されるものでなく、単に一定倍率だけ拡大する光学系でも良い。また、拡大光学系を緑フィルタ43とI. I. 7の光路上に配置するものに限定されるものでなく、ダイクロイックミラー42と緑フィルタ43との間に配置しても良い。

[0065]

In addition, for example, in the first embodiment, the zoom lens 44 is used as an enlargement optical system.

However, it is not limited by zoom lens 44, and the optical system for which only a fixed scale factor is expanded may be used.

Moreover, it is not limited by I.I.7 being arranged an enlargement optical system on the optical path with the green filter 43, it may arrange between dichroic mirror 42 and green filter 43.

【0066】

また、第1の実施の形態では2つの波長域に分割する分光画像

[0066]

Moreover, in the first embodiment, spectroscopy image divide means to divide into

分割手段を採用しているが、2つ以上の複数の波長域に分割する分光画像分割手段を採用しても良い。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合われて構成される実施の形態等の本発明に属する。

the wavelength range of two is adopted.

However, spectroscopy image divide means to divide into several wavelength ranges more than two may be adopted.

In addition, it belongs to this invention, such as the embodiment which consists of a partial degree by cooperating in each performed above-mentioned embodiment.

【0067】

[0067]

【付記】

1. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を有する経内視鏡的蛍光観察装置。

[Additional remark]

1. Irradiate Excitation Light Perendoscopically. In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which detects and image-ises at least the fluorescence generated from the organism tissue in two wavelength bands, spectroscopy image divide means for dividing the above-mentioned fluorescent image in the optical image of the wavelength band of the two of short-wave length and a long wavelength at least, the enlargement optical system for which the size of the optical image of the wavelength band of short-wave length in the optical image divided by the above-mentioned spectroscopy image divide means is expanded, one image intensifier for redoubling the brightness of each optical image including the image which went through the above-mentioned enlargement optical system, and the solid-state image-pick-up element which performs the photoelectric conversion of each multiplied above-mentioned optical image, the perendoscopic fluorescent observation apparatus which has these.



## 【0068】

2. 前記付記1において、短波長の波長帯域は緑領域であり、長波長の波長帯域は赤領域である。

3. 前記付記2において、緑領域の画像を赤領域に比べ大きくイメージインテンシファイアに投影する。

4. 付記1において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

## [0068]

2. In the above-mentioned additional remark 1, the wavelength band of short-wave length is a green area.

The wavelength band of the long wavelength is a red area.

3. Project the image of a green area on the image intensifier largely, in the above-mentioned additional remark 2 compared with a red area.

4. In additional remark 1, the above-mentioned perendoscopic fluorescent observation apparatus is a fluorescent external attachment camera for observation detachable on the eye-piece part of an endoscope.

## 【0069】

5. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段で分割された各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、前記分光画像分割手段とイメージインテンシファイアの間に配置され、分割された光学像のうち少なくとも1つの明るさを変化させる明るさ変化手段を有する。

## [0069]

5. Irradiate Excitation Light Perendoscopically. In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which detects and image-ises at least the fluorescence generated from the organism tissue in two wavelength bands, spectroscopy image divide means for dividing the above-mentioned fluorescent image in two optical image wavelength bands of short-wave length and long wavelength at least, it is arranged between the one image intensifier for redoubling the brightness of each optical image divided with above-mentioned spectroscopy image divide means, the solid-state image-pick-up element which performs the photoelectric conversion of each multiplied above-mentioned optical image, and above-mentioned spectroscopy image divide means and an image intensifier.

It has brightness variation means to change

one brightness at least among the divided optical images.

**【0070】**

6. 付記5において、前記明るさ変化手段は可変NDフィルタである。

7. 付記5において、前記明るさ変化手段は光軸に対し角度を変化可能な干渉フィルタである。

**【0071】**

8. 付記5において、さらに、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系を有する。

9. 付記5において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

**【0072】**

10. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を画像化するとともに、白色光を照射し、生体組織からの反射光を画像化し、前記蛍光画像と白色画像を表示し診断する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光画像及び白色画像の両方を撮像する1つの固体撮像素子と、前記蛍光画像及び白

**[0070]**

6. In additional remark 5, above-mentioned brightness variation means is a variable ND filter.

7. In additional remark 5, above-mentioned brightness variation means is the interference filter which can vary angle, in relation to the optical axis.

**[0071]**

8. In additional remark 5, it has the enlargement optical system for which the size of the optical image of the wavelength band of short-wave length in the optical image divided by the above-mentioned spectroscopy image divide means is expanded further.

9. In additional remark 5, the above-mentioned perendoscopic fluorescent observation apparatus is a fluorescent external attachment camera for observation detachable on the eye-piece part of an endoscope.

**[0072]**

10. Irradiate Excitation Light Perendoscopically. White light is irradiated while image-ising the fluorescence generated from the organism tissue, and reflected light from the organism tissue is made into an image.

In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which displays and diagnoses the above-mentioned fluorescent image and the above-mentioned fluorescent white image, it divides in the one solid-state image-pick-up

色画像に分割し、それぞれの像を前記固体撮像素子に結像する対物光学系と、前記蛍光像の明るさを増倍するための前記固体撮像素子と対物光学系により分割された蛍光画像の光路に配置された少なくとも1つのイメージンテンシファイアとよりなる経内視鏡的蛍光観察装置。

11. 付記10において、前記蛍光像は2つの波長帯域の画像に分割され、前記イメージンテンシファイアにより増幅される。

element which records both above-mentioned fluorescent image and white image, and the above-mentioned fluorescent image and the above-mentioned fluorescent white image.

The perendoscopic fluorescent observation apparatus which consists of the object optical system which image-forms each image for the above-mentioned solid-state image-pick-up element the above-mentioned solid-state image-pick-up element for multiplying the brightness of the above-mentioned fluorescent image, and at least one image intensifier by which the layout was performed to the optical path of the fluorescent image divided with the object optical system.

11. Above-mentioned Fluorescent Image is Divided by Image of Wavelength Band of Two in Additional Remark 10.

It is amplified by the above-mentioned image intensifier.

【0073】

[0073]

#### 【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像におけ

#### [EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to this invention, excitation light is irradiated perendoscopically. In the perendoscopic fluorescent observation apparatus which detects and image-ises at least the fluorescence generated from the organism tissue in two wavelength bands, because it is provided with spectroscopy image divide means for dividing the above-mentioned fluorescent image in the optical image of the wavelength band of the two of short-wave length and a long wavelength at least, the

る短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための１つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けているので、拡大光学系で構造に關与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ１つのイメージインテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現できる。

enlargement optical system to which the size of the optical image of the wavelength band of short-wave length in the optical image divided by the above-mentioned spectroscopy image divide means is expanded, and the one image intensifier for redoubling the brightness of each optical image including the image which went through the above-mentioned enlargement optical system, and the solid-state image-pick-up element which performs the photoelectric conversion of each multiplied above-mentioned optical image, the size of the optical image of the wavelength band of the short-wave length which participates in the structure with an enlargement optical system is expanded, and the resolution is improved.

And shared utilization of one image intensifier is possible, and a cost reduction can be made possible.

**【図面の簡単な説明】****[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]****【図 1】**

本発明の第 1 の実施の形態の経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示す図。

**[FIGURE 1]**

The diagram showing the entire component of the perendoscopic fluorescent observation apparatus of the first embodiment of this invention.

**【図 2】**

回転フィルタの構成を示す正面図。

**[FIGURE 2]**

The front elevation showing the component of a rotating filter.

**【図 3】**

蛍光観察用撮像手段の構成を示す図。

**[FIGURE 3]**

The diagram showing the component of fluorescent image-pick-up means for an

observation.

**【図 4】**

蛍光観察用撮像素子に結像される 2 つの蛍光像の領域を示す図。

**[FIGURE 4]**

The diagram showing the area of the fluorescent image of the two image-formed by the fluorescent image-pick-up element for an observation.

**【図 5】**

本発明の第 2 の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

**[FIGURE 5]**

The diagram showing the component of image-pick-up means for fluorescence in the 2nd embodiment of this invention.

**【図 6】**

第 2 の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

**[FIGURE 6]**

The diagram showing the component of image-pick-up means for fluorescence in the modification of a 2nd embodiment.

**【図 7】**

干渉フィルタを傾けた場合における透過特性を示す図。

**[FIGURE 7]**

The diagram showing the permeation characteristic at the time of leaning the interference filter.

**【図 8】**

本発明の第 3 の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

**[FIGURE 8]**

The diagram showing the component of the end of an endoscope in the third embodiment of this invention.

**【図 9】**

CCD に結像される蛍光像等を示す図。

**[FIGURE 9]**

The diagram showing the fluorescent image image-formed by CCD.

**【図 10】**

本発明の第 4 の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

**[FIGURE 10]**

The diagram showing the component of the end of an endoscope in the 4th embodiment of this invention.

**【図 1 1】**

CCDに結像される蛍光像等を示す図。

**[FIGURE 11]**

The diagram showing the fluorescent image image-formed by CCD.

**【図 1 2】**

本発明の第5の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

**[FIGURE 12]**

The diagram showing the component of image-pick-up means for fluorescence in the 5th embodiment of this invention.

**【図 1 3】**

本発明の第6の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

**[FIGURE 13]**

The diagram showing the component of image-pick-up means for fluorescence in the 6th embodiment of this invention.

**【符号の説明】**

1…経内視鏡的蛍光観察装置  
2…内視鏡  
3…光源装置  
4…撮像カメラ  
5…白色用CCD  
6…白色用CCU  
7…I. I. (イメージインテンシファイヤ)  
8…蛍光用CCD  
9…蛍光用CCU  
10…画像処理装置  
11…スーパーインポーズ回路  
12…モニタ  
13…制御装置  
14…フットスイッチ  
15…挿入部  
21…ライトガイド  
23…メタルハライドランプ  
24…モータ  
25…回転フィルタ

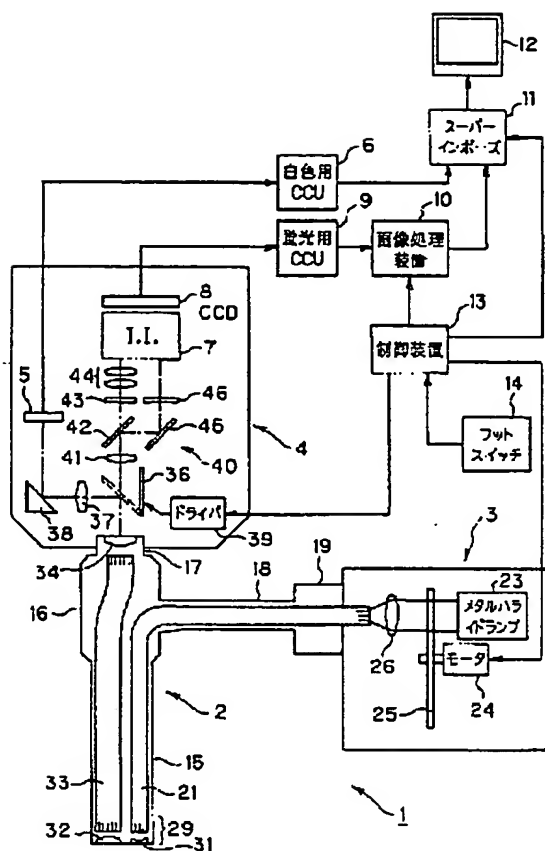
**[EXPLANATION OF DRAWINGS]**

1... Perendoscopic fluorescent observation apparatus  
2... endoscope  
3... light source device  
4... image-pick-up camera  
5... CCD for white  
6... CCU for white  
7...I.I. (image intensifier)  
8... Fluorescent use CCD  
9... Fluorescent use CCU  
10... image processor  
11... superimposition circuit  
12... monitor  
13... control apparatus  
14... foot switch  
15... insertion part  
21... light guide  
23... metal halide lamp  
24... motor  
25... rotating filter

27...透明ガラス	27... transparent glass
28...青フィルタ	28... blue filter
32...対物レンズ	32... objective lens
33...イメージガイド	33... image guide
36...可動ミラー	36... movable mirror
40...蛍光用撮像手段	40... Image-pick-up means for fluorescence
42...ダイクロイックミラー	42... dichroic mirror
43...緑フィルタ	43... green filter
44...ズームレンズ	44... zoom lens
45...ミラー	45... mirror
46...赤フィルタ	46... red filter
47...第1の領域	47... first area
48...第2の領域	48... 2nd area

【図1】

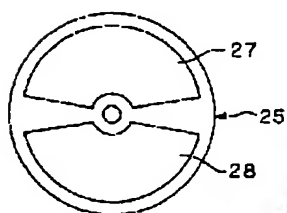
[FIGURE 1]



[refer to EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 2】

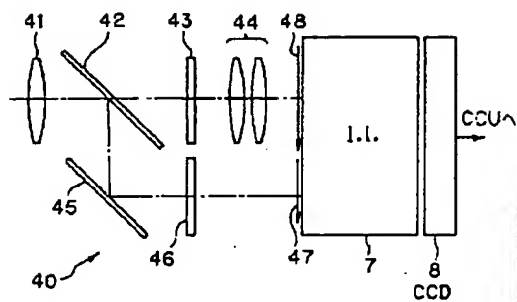
**[FIGURE 2]**



【図 3】

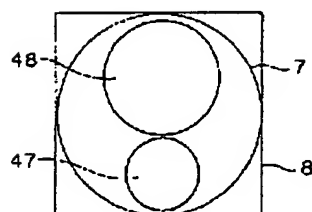
**[FIGURE 3]**





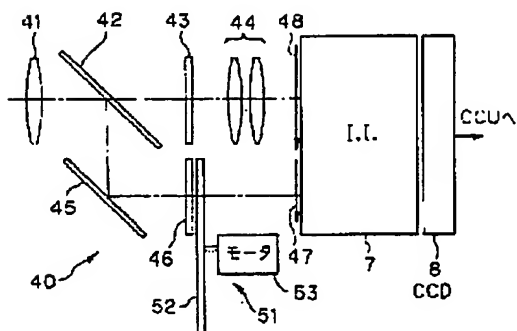
【図 4】

[FIGURE 4]



【図 5】

[FIGURE 5]

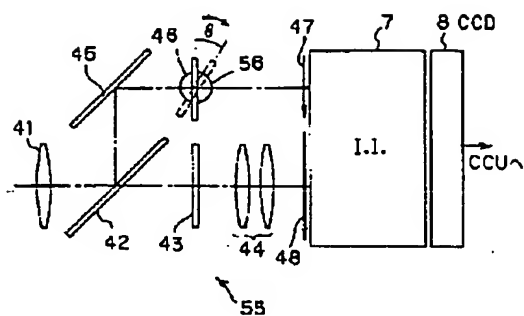


[translation of Japanese text in Figure 5]

53 motor

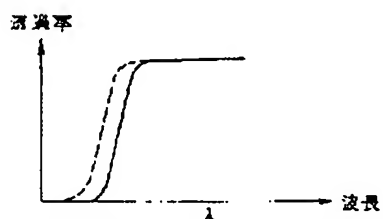
【図 6】

[FIGURE 6]



【図 7】

[FIGURE 7]



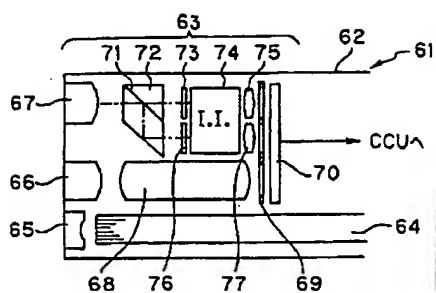
[translation of Japanese text in Figure 7]

vertical axis: transmittance

horizontal axis: wavelength ( lambda )

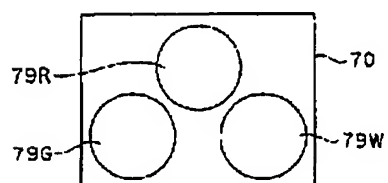
【図 8】

[FIGURE 8]



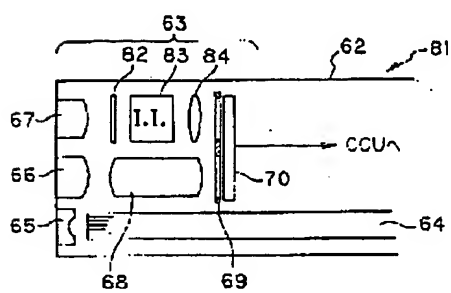
【図 9】

[FIGURE 9]



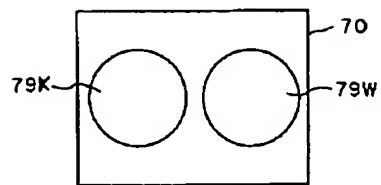
【図 10】

[FIGURE 10]



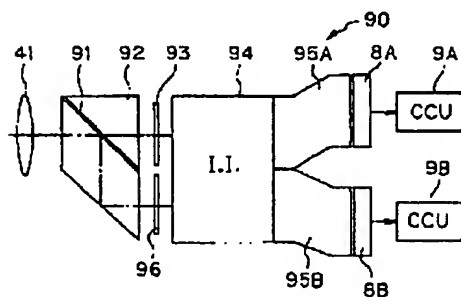
【図 11】

[FIGURE 11]



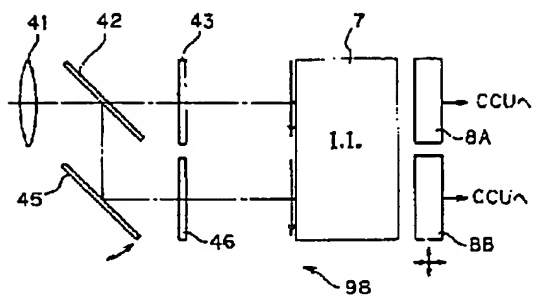
【図 12】

[FIGURE 12]



【図 13】

[FIGURE 13]



## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page: ["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)  
["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-104061

(43)公開日 平成11年(1999)4月20日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

**A 6 1 B 1/00**

識別記号

300

FI

A 6 1 B 1/00

300F

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平9-270047

(22)出願日 平成9年(1997)10月2日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)發明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)發明者 竹端 榮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

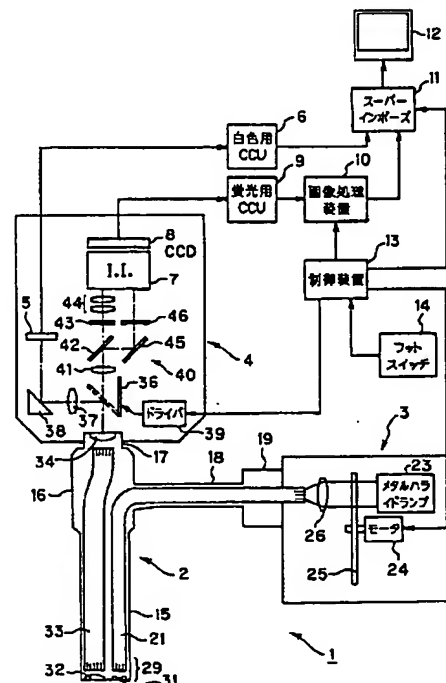
**最終頁に続く**

(54) 【発明の名称】 経内視鏡的蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】 低コスト化でき、且つ分解能を向上できる経内視鏡的蛍光観察装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡２の接眼部１７には白色用撮像手段と共に、蛍光用撮像手段４４が内蔵され、蛍光撮像時にはレンズ４１を経た光はダイクロミックミラー４２に入射され、赤の光が選択的に反射され、さらにミラー４５で反射された後、赤フィルタ４６を透過してＩ．Ｉ．７に結像され、またダイクロミックミラー４２を透過した光は緑フィルタ４３で構造の決定に支配的な緑の光成分のみが抽出され、さらにズームレンズ４４で拡大されて分解能が向上するように大きな領域を占めるように共通の前記Ｉ．Ｉ．７に結像される。Ｉ．Ｉ．７により、赤と緑の蛍光像はそれぞれ増倍されて共通の蛍光用ＣＣＤ８で受光され、光電変換される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも 2 つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との 2 つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための 1 つのイメージンテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を有する経内視鏡的蛍光観察装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、経内視鏡的に蛍光観察を行う経内視鏡的蛍光観察装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 近年、可視光を被検体に照射し、その反射光を観察する内視鏡においても、蛍光観察する機能を備えた経内視鏡的蛍光観察装置が開示されている。

【0003】 蛍光観察により癌組織等の異常部位を識別し易くするために、蛍光を 2 つの波長帯域で検出して画像化することが行われる。従来例ではこのために、各々の蛍光を 2 つのイメージンテンシファイアで画像化しているので、1 つにした場合に比べて低コスト化できない問題があった。また、カメラが大型化して、操作性も低下する。

【0004】 一方、例えば、特公平 6-90134 号公報では、内視鏡に適用して蛍光観察できる装置を開示している。この装置ではレーザ光を内視鏡等を介して被検体に照射し、かつ被検体側からの蛍光を内視鏡及びダイクロミックミラーを介して導光し、さらに 4 つのミラーセグメントで反射して、4 つの各波長の光を透過する 4 つのフィルタセグメントを設けた 1 つの検知装置で受光し、この検知装置の出力をコンピュータで画像処理して癌組織を検出する構成にしている。なお、この検知装置の前に、イメージンテンシファイアが設けられることも記載している。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 上記公報の従来例では、4 つの各波長の光を透過する 4 つのフィルタセグメントに分割した 1 つの検知装置で受光しているので、分解能が低下してしまう欠点があった。

【0006】 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、低コスト化でき、且つ分解能を向上できる経内視鏡的蛍光観察装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】 経内視鏡的に励起光を照

射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも 2 つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との 2 つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための 1 つのイメージンテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けることにより、拡大光学系で構造に関与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ 1 つのイメージンテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現している。

## 【0008】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態） 図 1 ないし図 4 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示し、図 2 は回転フィルタの構成を示し、図 3 は蛍光観察用の撮像手段の構成を示し、図 4 は蛍光観察用撮像素子に結像される 2 つの蛍光像の領域を示す。

【0009】 図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の蛍光観察装置 1 は生体内に挿入される光学式内視鏡（以下内視鏡と記載） 2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 に着脱自在で装着される撮像カメラ 4 と、撮像カメラ 4 に内蔵された通常観察用（通常用）あるいは白色用 CCD 5 で撮像された通常観察撮像信号を信号処理して通常画像を生成する処理を行う白色用カメラコントロールユニット（CCU と略記） 6 と、撮像カメラ 4 に内蔵され、イメージンテンシファイア（I. I. と略記） 7 を介して蛍光像を撮像する蛍光用 CCD 8 で撮像された蛍光撮像信号を信号処理して蛍光画像を生成する処理を行う蛍光用 CCU 9 と、蛍光用 CCU 9 から出力される映像信号（画像信号）に対する画像処理を行う画像処理装置 10 と、白色用 CCU 6 及び画像処理装置 10 からの画像信号をスーパーインポーズ回路 11 を介して表示するモニター 12 と、画像処理装置 10 の動作を制御する制御装置 13 と、通常観察と蛍光観察との切替の操作を制御装置 13 を介して行うフットスイッチ 14 とを有する。

【0010】 内視鏡 2 は細長の挿入部 15 とその後端の操作部 16 とその後端の接眼部 17 と、操作部 16 から延出されたライトガイドケーブル 18 とを有し、ライトガイドケーブル 18 の端部にはコネクタ 19 が設けられており、光源装置 3 に着脱自在で接続することができる。

【0011】 この挿入部 15、操作部 16、ライトガイドケーブル 18 内には白色光と励起光を伝送する機能を備えたライトガイド 21 が挿通され、コネクタ 19 を光



源装置 3 に装着することにより、光源装置 3 から白色光あるいは励起光が供給される。

【0012】光源装置 3 内には、通常観察用照明光源及び励起光源として例えば、メタルハライドランプ 23 が設けてあり、このランプ 23 の光はモータ 24 により、回転される回転フィルタ 25 を透過し、さらに集光レンズ 26 を介してライトガイド 21 の光入射端に供給される。

【0013】この回転フィルタ 25 は図 2 に示すように、円板状に 2 つの扇状開口を設け、各開口には透明ガラス 27 と青の波長の光を透過する青フィルタ 28 とが取り付けられてある。そして、透明ガラス 27 が光路上にある場合にはライトガイド 21 には通常照明光としての白色光が供給され、青フィルタ 28 が光路上にある場合にはライトガイド 21 には、蛍光観察の励起光が供給される。

【0014】ライトガイド 21 により伝送された光は挿入部 15 の先端部 29 の照明窓に固定された先端面からさらに照明レンズ 31 を経て拡開して体腔内の臓器表面等の被写体側に照射される。

【0015】この照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 32 が取り付けられてあり、照明された被写体からの反射光或いは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ 32 によりその結像位置に像を結ぶ。

【0016】この結像位置にはイメージガイド 33 の先端面が配置され、挿入部 15 内等を挿通されたこのイメージガイド 33 によりその後端面に伝送する。この後端面に対向して接眼部 17 に取り付けられた接眼レンズ 34 を介して、通常観察像に対しては肉眼で拡大観察することができる。

【0017】この接眼部 16 に蛍光観察用外付けカメラの機能を備えた撮像カメラ 4 が装着された場合には、この撮像カメラ 4 内には接眼レンズ 34 に対向して可動ミラー 36 が配置され、この可動ミラー 36 で反射された光路側に結像レンズ 37 が配置され、さらにこの結像レンズ 37 に対向して配置された反射プリズム 38 を介して白色用 CCD 5 に像を結ぶ。

【0018】CCD 5 により光電変換された信号は白色用 CCU 6 に入力され、映像信号に変換された後、スーパーバイポーズ回路 11 を介してモニタ 12 に白色照明のもとで撮像された通常観察像が表示される。

【0019】なお、可動ミラー 36 はドライバ 39 により駆動される。このドライバ 39 は制御装置 13 により制御される。つまり、通常観察の場合には、可動ミラー 36 は点線で示すように光路上に設定され、蛍光観察の場合には、制御装置 13 は制御信号をドライバ 39 に送り、ドライバ 39 により可動ミラー 36 は実線で示すように光路から退避した状態に設定され、レンズ 34 を経た光は蛍光用撮像手段 40 側に導光される。この蛍光用

撮像手段 40 を図 3 で拡大して示す。

【0020】つまり、レンズ 34 に対向して結像用レンズ 41 が配置され、この結像用レンズ 41 に対向してその光路上で  $45^\circ$  傾いた状態でダイクロイックミラー 42 が配置され、このダイクロイックミラー 42 は例えば赤色の波長の光を選択的に反射し、その他の波長の光を透過する。

【0021】このダイクロイックミラー 42 を透過した光はさらに緑色の波長の光のみを選択的に透過する緑フィルタ 43 と、拡大するズームレンズ 44 を介して I.

I. 7 に入射され、光増幅されて対向する蛍光用 CCD 8 に像を結ぶ。また、ダイクロイックミラー 42 で反射した光はさらにミラー 45 で反射され、赤色の波長の光のみを選択的に透過する赤フィルタ 46 を介して I.

I. 7 に入射され、光増幅されて対向する蛍光用 CCD 8 に像を結ぶ。

【0022】本実施の形態では蛍光用撮像手段 40 は 2 つの異なる波長域、つまり波長の短い短波長の波長域と長波長の波長域、より具体的には緑色の波長域と赤色の波長域での蛍光像を分割して得る構成になっており、かつ図 3 で説明したように緑色の蛍光像を得る光路上には拡大する拡大光学系として例えばズームレンズ 44 を配置して、赤色の蛍光像を撮像する第 1 の領域 47 よりも大きな第 2 の領域 48 で共通の I. I. 7 を占有するようにしている。

【0023】つまり、図 4 に示すように蛍光観察に共通して使用される 1 つの I. I. 7 の受光面にはズームレンズ 44 により拡大された領域 48 で緑色の波長の光が入射されると共に、この領域 48 よりも小さい領域 47 で赤色の波長の光が入射され、それぞれが光増幅された後、その後方に対向配置した蛍光用 CCD 8 で I. I. 7 の領域 47、48 と同様な領域で撮像される。なお、図 3 でも領域 47 と 48 とを模式的に矢印で示している。

【0024】このように本実施の形態ではエネルギーが高く、蛍光像の構造に関与する（或いは構造を支配的に決定する）短波長での撮像領域をエネルギーが小さく、色調に関与する（或いは正常部位とは異なる癌組織部分の色調を支配的に示す）長波長での撮像領域よりも広くすることにより、分解能が高い蛍光画像を得られるようにしていることが特徴となっている。

【0025】また、本実施の形態ではフットスイッチ 14 により通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合にはモニタ 12 に表示される画像を選択できると共に、通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）に設定したり蛍光画像との撮像及び観察状態に設定したりすることができるようにしている。

【0026】例えばフットスイッチ 14 の交互撮像モード選択スイッチを ON することにより通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合に

は、フットスイッチ14の表示選択スイッチにより通常画像の表示と蛍光画像の表示とを選択できる。一方、撮像モード選択スイッチにより通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）と、蛍光画像の撮像及び観察状態に選択できるようにしている。

【0027】次に本実施の形態の作用を説明する。フットスイッチ14の撮像モード選択スイッチにより白色光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置13に入力され、制御装置13はドライバ39を介して可動ミラー36を点線の状態に設定すると共に、モータ24を制御して、回転フィルタ25を光路上に透明ガラス27が位置する状態に設定する。

【0028】この状態では光源装置3のメタルハライドランプ23の白色光が透明ガラス27を透過してライトガイド21に入射され、このライトガイド21によって伝送され、内視鏡2の先端部29に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ31を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

【0029】照明された部位は対物レンズ32によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部17側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ4の可動ミラー36で反射等されて白色用CCD5に結像される。このCCD5により光電変換されて白色用CCU6に入力され、映像信号に変換された後、スーパーインポーズ回路11を介してモニタ12に入力され、モニタ画面には白色光の下で撮像された通常の内視鏡画像が表示される。

【0030】患部等の観察対象部位を可視光の照明の下で観察し、蛍光診断を望む場合には、フットスイッチ14の撮像モード選択スイッチにより蛍光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置13に入力され、制御装置13はドライバ39を介して可動ミラー36を実線の状態に設定すると共に、モータ24を制御して、回転フィルタ25を光路上に青フィルタ28が位置する状態に設定する。

【0031】この状態では光源装置3のメタルハライドランプ23の白色光は青フィルタ28により青の波長成分のみが透過してライトガイド21に入射され、このライトガイド21によって伝送され、内視鏡2の先端部29に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ31を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

【0032】そして、照明された部位に励起光を照射し、その励起光により発生する蛍光は対物レンズ32によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部17側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ4の結像レンズ41を経て、赤の蛍光成分はダイクロイックミラー42で反射され、赤フィルタ46を経てI. I. 7の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用CCD8に結像され、緑の蛍光成分はダイク

ロイックミラー42を透過し、さらに緑フィルタ43を透過し、ズームレンズ44で拡大されて、I. I. 7の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用CCD8に結像される。

【0033】この蛍光用CCD8で光電変換された信号は蛍光用CCU9に入力され、この蛍光用CCU9では映像信号に変換した後、画像処理装置10に出力する。この画像処理装置10では図4に示す第1の領域47と第1の領域48の画像を分離して、それぞれ別のメモリに一旦格納した後、例えば第1の領域47の画像に対して拡大の画像処理を行い、第2の領域48の画像と同じ大きさにして、蛍光像を生成する。

【0034】この場合、組織の構造或いは輪郭の決定に支配的に関与する緑の蛍光像はズームレンズ44で拡大して、I. I. 7の受光面に結像し、光増幅した後、蛍光用CCD8で光電変換し、単に色情報に關する赤の蛍光像よりも拡大して、I. I. 7の受光面に結像し、高い分解能を保持する（例えば同じ大きさの領域で撮像した場合には、色情報により悪性か良性かが分かるが、その悪性と良性部分との境界等の輪郭が不明確となってしまう）。

【0035】従って、モニタ画面に2つの波長帯域の蛍光像をスーパーインポーズ表示した場合、その蛍光像は組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が癌組織等の悪性か良性かが色情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

【0036】また、内視鏡2の接眼部17に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ4を1つのI. I. 7で実現しているので、低コスト化できるし、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなつて操作しにくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

【0037】また、交互撮像モードを選択すると、制御装置13はモータ24を一定速度で回転し、かつ、光路上に透明ガラス27が位置する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を点線で示す状態に、光路上に青フィルタ28が位置する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を実線で示す状態に設定する。

【0038】そして、白色用CCD5で撮像した画像信号は白色用CCU6で信号処理し、蛍光用CCD8で撮像した画像信号は蛍光用CCU9で信号処理した後、画像処理装置10で画像処理し、それぞれスーパーインポーズ回路11に出力する。

【0039】そして、術者がフットスイッチ14で選択した方の白色画像或いは蛍光画像を表示したり、同時に白色画像と蛍光画像を表示したりできる。この場合の蛍光画像は上述したように分解能が高い状態で表示でき

る。

【0040】このように本実施の形態によれば、モニタ 12 に蛍光像を表示した場合、組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が癌組織等の悪性か良性かが色情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

【0041】また、内視鏡 2 の接眼部 17 に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ 4 を 1つの I. I. 7 で実現しているの、低コスト化できるし、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなって操作しにくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

【0042】(第 2 の実施の形態) 図 5 は本発明の第 2 の実施の形態における蛍光用撮像手段 51 を示す。この蛍光用撮像手段 51 は図 3 において、例えば赤色で撮像する光路上に円板状でその周方向に透過率が連続的に変化するニュートラルデンシティフィルタ (ND フィルタと略記) 52 を配置し、この ND フィルタ 52 をモータ 53 で回転可能にして、赤の光が入射される光路部分を任意の透過率の状態に設定できるようにしている。

【0043】その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。この第 2 の実施の形態によれば、図 4 に示すように共通の I. I. 7 に 2 つの蛍光像が結像されるので、それらの強度を適切に調整しようとした場合、簡単に調整できる。

【0044】従来は 2 つの I. I. で各波長帯域の蛍光画像を得ていたの、I. I. のゲインを調整することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーインポーズなどして表示できたが、このように共通の I. I. 7 で光増幅した場合には画像処理装置による重み付けの調整しか出来ないが、本実施の形態によれば一方の光路上に ND フィルタ 52 を配置することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーインポーズなどして表示できる。

【0045】また、図 6 は第 2 の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段 55 を示す。この変形例では図 3 の赤フィルタ 46 を干渉フィルタで形成すると共に、この干渉フィルタをステッピングモータ 56 で光路に垂直な状態から適宜の角度  $\theta$  まで回転できるようにしたものである。

【0046】この干渉フィルタはそのフィルタ面が光路に垂直な状態の場合には図 7 の実線で示すような透過特性を示し、この状態から例えば角度  $\theta$  傾けると図 7 の点線で示すような透過特性になる。

【0047】従って、この角度を調整することによって、赤色の光の透過強度を調整できる。この変形例の作用効果は第 2 の実施の形態と同様である。なお、ND フ

ィルタ 52 等を赤の蛍光像を得る光路側に配置したが、緑の蛍光像を得る光路側に配置しても良い。また、両光路に配置しても良い。

【0048】(第 3 の実施の形態) 次に図 8 及び図 9 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。第 1 の実施の形態では白色観察像を得る白色用撮像手段と蛍光観察像を得る蛍光用撮像手段とがそれぞれ専用に分けられていたが、本実施の形態ではこれらを共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、内視鏡の挿入部の先端部を細径化したものである。図 8 は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図 9 は共通の撮像素子としての CCD により撮像される両画像を示す。

【0049】図 8 に示す内視鏡 61 は挿入部 62 の先端部 63 に撮像手段を内蔵した電子内視鏡である。挿入部 62 内にはライトガイド 64 が挿通され、このライトガイド 64 の手元側は図示しない光源装置に接続され、光源装置から照明光及び励起光が供給される。この光源装置は例えば図 1 の光源装置 3 において、回転フィルタ 25 は赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の面順次の通常観察用の照明光を供給するための R、G、B フィルタとさらに蛍光観察のために励起光を透過する B フィルタを備えたものである。なお、前記励起光を透過する B フィルタと通常観察用の B フィルタとを共有しても良い。

【0050】ライトガイド 64 で伝送された R、G、B の面順次光或いは青の励起光は先端部 63 の照明レンズ 65 を経て被検体側に照射される。また、照明レンズ 65 に隣接して、通常観察用或いは白色観察用の対物レンズ 66 と、蛍光観察用の対物レンズ 67 とが配置されている。対物レンズ 66 に入射した光はさらにリレーレンズ 68 を経て伝送され、マスク 69 の開口部分に臨む CCD 70 に結像される。

【0051】また、対物レンズ 67 に入射した光はダイクロイックミラー 71 を設けたプリズム 72 を経て 2 つに分岐される。そして、ダイクロイックミラー 71 を透過した光はさらに緑フィルタ 73 で緑色の波長の光のみが透過し、I. I. 74 で光増幅された後、レンズ 75 を経てマスク 69 の開口部分に臨む CCD 70 に結像される。

【0052】また、ダイクロイックミラー 71 で反射された光はさらに赤フィルタ 76 で赤色の波長の光のみが透過し、I. I. 74 で光増幅された後、レンズ 77 を経てマスク 69 の開口部分に臨む CCD 70 に結像される。なお、緑フィルタ 73 とレンズ 75 との間と、赤フィルタ 76 とレンズ 77 との間にそれぞれ I. I. を配置しても良いが、本実施の形態では共通となる 1 つの I. I. 74 にしている。

【0053】本実施の形態では共通の CCD 70 で、図 9 に示すように緑色の蛍光像 79G と、赤色の蛍光像 79R と、白色像 79W とを撮像するようにしている。なお、白色像 79W は実際には R、G、B の照明のもとで

撮像したR、G、Bの成分像から合成される。

【0054】CCD70の出力は図示しないCCUに入力され、信号処理されて映像信号が生成され、各画像をモニタに表示する。本実施の形態によれば、先端部63に白色用撮像手段と蛍光用撮像手段とを共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部63を細径化できる。

【0055】(第4の実施の形態)次に図10及び図11を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。本実施の形態も、第3の実施の形態と同様に共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部を細径化したものである。図10は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図11は共通の撮像素子としてのCCDにより撮像される両画像を示す。

【0056】図10に示す内視鏡81は図8の内視鏡61において、蛍光側の撮像部の構成が異なる。つまり、対物レンズ67とマスク69との間の光路上には励起光カットフィルタ82、I. I. 83、レンズ84が配置されている。

【0057】つまり、本実施の形態ではCCD70には図11に示すように白色像79Wと蛍光像79Kとを撮像するようにしている。第3の実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離して撮像する構成にしていたが、本実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成にしている。

【0058】その他の構成は図8と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。本実施の形態によれば、2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成にして対物レンズ67の光軸と垂直な方向に蛍光像を分離する光学系を省くことができ、より先端部63を細径化できる。

【0059】(第5の実施の形態)次に図12を参照して本発明の第5の実施の形態を説明する。本実施の形態は図3の蛍光用撮像手段40を図12の蛍光撮像手段90にしたものであり、レンズ41を経た光はダイクロイックミラー91を設けたプリズム92を経て2つに分岐される。そして、ダイクロイックミラー91を透過した光はさらに緑フィルタ93で緑色の波長の光のみが透過し、I. I. 94で光増幅された後、ファイバ95Aを経てモノクロのCCD8Aに結像される。

【0060】また、ダイクロイックミラー91で反射された光はさらに赤フィルタ96で赤色の波長の光のみが透過し、I. I. 94で光増幅された後、ファイバ95Bを経てモノクロのCCD8Bに結像される。

【0061】本実施の形態では蛍光用撮像手段90を1つのI. I. 94にして、2つの蛍光像を分割して結像し、かつ各分割された2つの蛍光像を2つのファイバ95A、95BでそれぞれCCD8A、8Bに導光している。各CCD8A、8Bで光電変換された画像信号はそれぞれCCU9A、9Bに入力され、それぞれ映像信

号に変換された後、スーパーインポーズ回路により、重畳されてモニタに2つの蛍光画像を1つに重畳して表示される。

【0062】本実施の形態によれば、I. I. 94で共に光増幅しているため、撮像カメラを低コスト化できると共に、小型軽量化できる。また、2つのファイバ95A、95BでそれぞれCCD8A、8Bに導光しているので、画像処理により、2つの蛍光像を分離することを不要にできる。

【0063】(第6の実施の形態)次に図13を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。本実施の形態は図3の蛍光撮像手段40を図13の蛍光撮像手段98にしたものであり、本実施の形態ではミラー45を回動可能にすると共に、I. I. 7で光増幅された蛍光像を2つのCCD8A、8Bで受光している。

【0064】また、一方のCCD8Bは図13に示すように光軸方向とこの光軸方向に垂直な方向に移動自在にしている。このように一方のCCD8Bへの蛍光像を結ぶ位置を可変できる位置調整手段を設けているので、2つのCCD8A、8Bの出力を重ねて表示する場合に精度良く重ねることができ、従って、精度の良いスーパーインポーズ画像により診断する場合の診断能を向上できる。

【0065】なお、例えば第1の実施の形態においては、拡大光学系としてズームレンズ44を用いているが、ズームレンズ44に限定されるものでなく、単に一定倍率だけ拡大する光学系でも良い。また、拡大光学系を緑フィルタ43とI. I. 7の光路上に配置するものに限定されるものでなく、ダイクロイックミラー42と緑フィルタ43との間に配置しても良い。

【0066】また、第1の実施の形態では2つの波長域に分割する分光画像分割手段を採用しているが、2つ以上の複数の波長域に分割する分光画像分割手段を採用しても良い。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わされて構成される実施の形態等の本発明に属する。

【0067】[付記]

1. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を有する経内視鏡的蛍光観察装置。

【0068】2. 前記付記1において、短波長の波長帯域は緑領域であり、長波長の波長帯域は赤領域である。

3. 前記付記2において、緑領域の画像を赤領域に比べ大きくイメージインテンシファイアに投影する。

4. 付記1において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

【0069】5. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段で分割された各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、前記分光画像分割手段とイメージインテンシファイアの間に配置され、分割された光学像のうち少なくとも1つの明るさを変化させる明るさ変化手段を有する。

【0070】6. 付記5において、前記明るさ変化手段は可変NDフィルタである。

7. 付記5において、前記明るさ変化手段は光軸に対し角度を変化可能な干渉フィルタである。

【0071】8. 付記5において、さらに、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系を有する。

9. 付記5において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

【0072】10. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を画像化するとともに、白色光を照射し、生体組織からの反射光を画像化し、前記蛍光画像と白色画像を表示し診断する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光画像及び白色画像の両方を撮像する1つの固体撮像素子と、前記蛍光画像及び白色画像に分割し、それぞれの像を前記固体撮像素子に結像する対物光学系と、前記蛍光像の明るさを増倍するための前記固体撮像素子と対物光学系により分割された蛍光画像の光路に配置された少なくとも1つのイメージインテンシファイアとよりなる経内視鏡的蛍光観察装置。

11. 付記10において、前記蛍光像は2つの波長帯域の画像に分割され、前記イメージインテンシファイアにより増幅される。

【0073】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た

像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けているので、拡大光学系で構造に関与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ1つのイメージインテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示す図。

【図2】回転フィルタの構成を示す正面図。

【図3】蛍光観察用撮像手段の構成を示す図。

【図4】蛍光観察用撮像素子に結像される2つの蛍光像の領域を示す図。

【図5】本発明の第2の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図6】第2の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図7】干渉フィルタを傾けた場合における透過特性を示す図。

【図8】本発明の第3の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

【図9】CCDに結像される蛍光像等を示す図。

【図10】本発明の第4の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

【図11】CCDに結像される蛍光像等を示す図。

【図12】本発明の第5の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図13】本発明の第6の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【符号の説明】

- 1…経内視鏡的蛍光観察装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…撮像カメラ
- 5…白色用CCD
- 6…白色用CCU
- 7…I. I. (イメージインテンシファイア)
- 8…蛍光用CCD
- 9…蛍光用CCU
- 10…画像処理装置
- 11…スーパーインポーズ回路
- 12…モニタ
- 13…制御装置
- 14…フットスイッチ
- 15…挿入部
- 21…ライトガイド
- 23…メタルハライドランプ
- 24…モータ
- 25…回転フィルタ

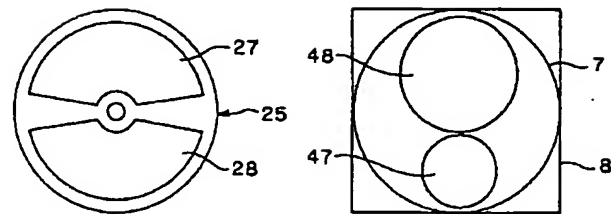
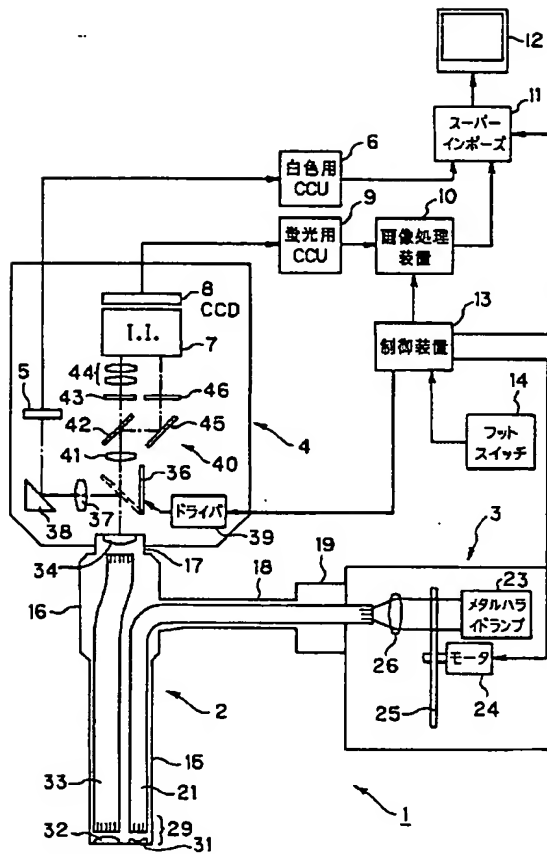
- 27…透明ガラス  
28…青フィルタ  
32…対物レンズ  
33…イメージガイド  
36…可動ミラー  
40…蛍光用撮像手段  
42…ダイクロイックミラー

- 43…緑フィルタ  
44…ズームレンズ  
45…ミラー  
46…赤フィルタ  
47…第1の領域  
48…第2の領域

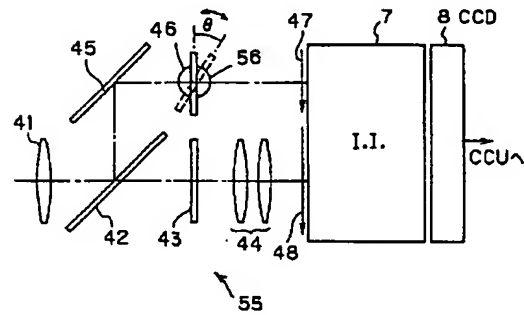
【図1】

【図2】

【図4】

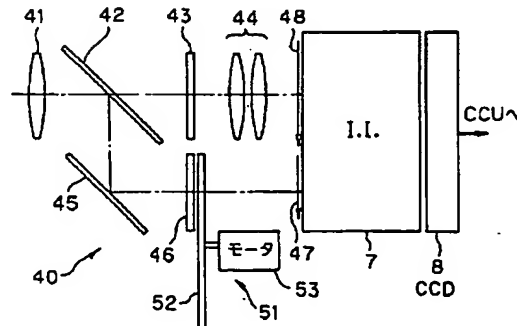
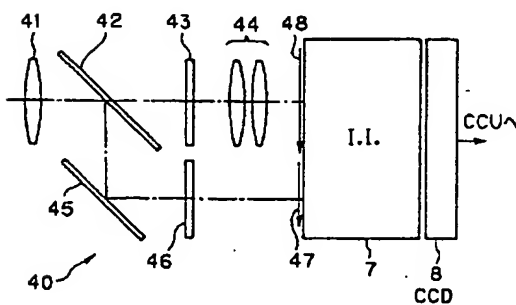


【図6】

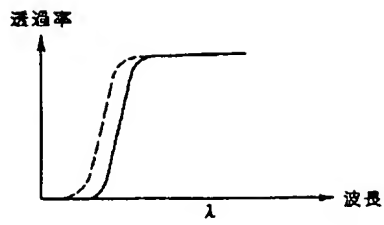


【図3】

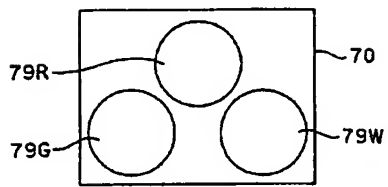
【図5】



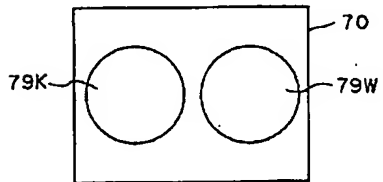
【図7】



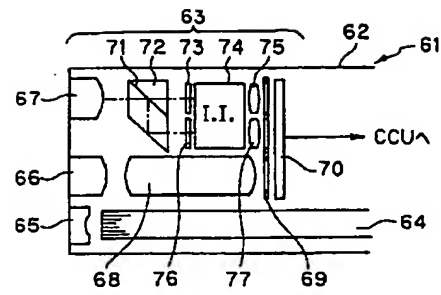
【図9】



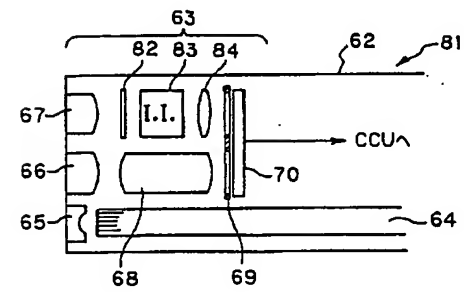
【図11】



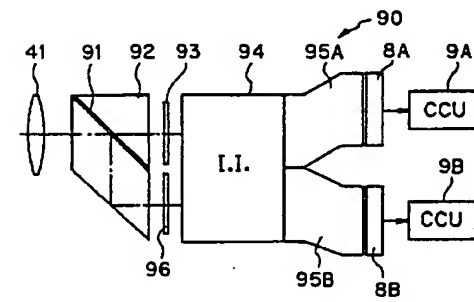
【図8】



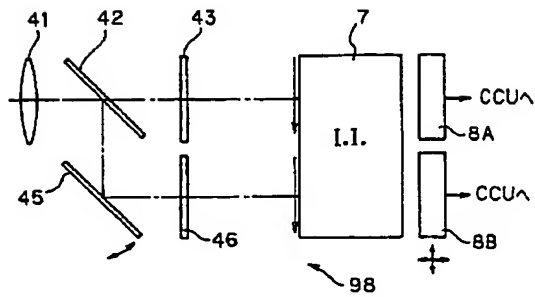
【図10】



【図12】



【図13】



## フロントページの続き

(72)発明者 道口 信行  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平尾 勇実  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 小澤 剛志  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上杉 武文  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内